

439625 referans No'lu Doktora tezi

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

**FARKLI DENTİN ADEZİV SİSTEMLERİN MİKROSIZINTI VE
BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Nedret UNUTMAZ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ferit ÖZATA**

İzmir, 2012

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgi tecrübe ve desteğini benden esirgemeyen doktora tez danışmanım **Prof. Dr. Ferit ÖZATA**'ya;

Doktora Tez izleme Komitesinde yer alan tezimin tüm aşamalarında olumlu katkı ve eleştiriler yaparak beni sürekli motive eden Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Ayşegül DEMİRBAŞ KAYA**'ya ve ihtiyacım olduğu her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum, her konuda yanımda olduğunu hissettiğim Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi **Doç. Dr. Nazan ERSİN**'e;

Tezimin bağlantı dayanımı ve mikrosızıntı çalışmasında gerekli laboratuvar ortamı ve cihazlarını kullanmam için yardımlarını esirgemeyen ve destek olan Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Tijen PAMİR**'e;

Doktora eğitimim boyunca bana her türlü desteği veren Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında görev yapan **tüm öğretim üyelerine**;

İstatistik analizlerinin yapılmasında ve değerlendirilmesinde katkılarından dolayı Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Anabilim Dalı öğretim üyesi **Yard. Doç. Dr. Timur KÖSE**'ye;

Doktora eğitimim süresince destek ve anlayışlarını esirgemeyen tüm **doktora öğrencisi arkadaşlarıma**;

Tez yazım aşamasında tüm bilgi ve desteğini benimle paylaşan sevgili ablam Meliha UNUTMAZ'a;

Hayatım boyunca hep yanımda olan ve bana her türlü desteği gösteren sevgili annem ve babam, **Macide** ve **Nejdet UNUTMAZ**'a;

Ve birtanecik canım oğlum **KAYRA**'ya.

TEŞEKKÜR EDERİM.

İzmir, 2012

Dt. Nedret UNUTMAZ

İÇİNDEKİLER

ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLOLAR DİZİNİ	v
RESİMLER DİZİNİ.....	vi
GRAFİKLER DİZİNİ	vii

1. BÖLÜM

GİRİŞ	1
1. GENEL BİLGİLER	3
1.1. Adezyon	3
1.1.1. Diş Dokularına Adezyonu Etkileyen Faktörler.....	4
1.1.1.1. Minenin Yapısal Özellikleri.....	4
1.1.1.2. Dentinin Yapısal Özellikleri	5
1.1.2. Mine Dokusuna Adezyon.....	6
1.1.3. Dentin Dokusuna Adezyon	7
1.1.3.1. Sağlıklı Dentinde Adezyon	7
1.1.3.2. Sklerotik Dentinde Adezyon.....	10
1.1.3.3. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon	10
1.2. Dental Adeziv Sistemler	11
1.2.1. Dental Adeziv sistemlerin Sınıflandırılması	11
1.2.1.1. Total – Etch Adeziv Sistemler	12
1.2.1.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	20
1.2.1.3. Cam İyonomer Adezivler	25
1.3. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi.....	26

1.3.1. Restorasyon Etrafındaki Sızıntının Değerlendirilmesi.....	26
1.3.1.1. Bakteriyel Sızıntı İnceleme Yöntemi.....	28
1.3.1.2. Elektrokimyasal Yöntem.....	28
1.3.1.3. Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi	28
1.3.1.4. Radyoaktif İzotoplar Yöntemi.....	29
1.3.1.5. Sıvı Filtrasyon Yöntemi	29
1.3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri	29
1.3.1.7. İnsan Serum Sızıntısı Yöntemi	29
1.3.1.8. Gaz Kromatografi Yöntemi	30
1.3.1.9. Boya Penetrasyon Tekniği	30
1.3.2. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	31

2. BÖLÜM

GEREÇ VE YÖNTEM	35
2.1. Mikrosızıntı Testi.....	35
2.1.1. Örneklerin Hazırlanması	35
2.1.2. Adeziv Sistemlerin Uygulanması.....	36
2.2. Makaslama Bağ Dayanım Testi	40
2.2.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması	40
2.2.2. Adeziv Sistemlerin Uygulanması.....	41
2.2.3. Makaslama Bağ Dayanım Testinin Uygulanması.....	42
2.2.4. Kırılma Tip ve Miktarlarının Saptanması	44

3. BÖLÜM

BULGULAR	47
3.1. Mikrosızıntı Testi Bulguları	47
3.2. Makaslama Bağ Dayanım Testi Bulguları	56

4. BÖLÜM

TARTIŞMA	65
4.1. Mikrosızıntı	65
4.2. Bağlanma Dayanımı	70

5. BÖLÜM

SONUÇLAR VE ÖNERİLER	78
----------------------------	----

6. BÖLÜM

ÖZET	80
ABSTRACT	83

7. BÖLÜM

KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	97

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Dentin smear tabakası (smear layer) ve smear tıkaçları (smear plugs)	9
Şekil 2.1. Makaslama testinin uygulanışı.....	42
Şekil 2.2. Makaslama Test Apereyi	43

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin direkt restorasyonlar için ayrıntılı uygulama prosedürü	37
Tablo 2.2. Boya penetrasyon derecesi için kullanılan skorlar.	40
Tablo 2.3. Çalışma için seçilen adeziv sistemler ve içerikleri	45
Tablo 3.1. Test edilen materyaller ile restore edilen kavitetlerin mikrosızıntı skorları.....	49
Tablo 3.2. Grupların makaslama bağlanma dayanım tetlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri	56
Tablo 3.3. Max Str için malzemeler arası fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$).....	57
Tablo 3.4. Shapiro-Wilk testi	57
Tablo 3.5. Tukey Testi	58
Tablo 3.6. Kırılma tipleri	60

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1.1 a, b, c. Minenin asitle pürüzlenme tipleri.....	15
Resim 2.1. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler.....	36
Resim 2.2. Termal siklus cihazı (E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, İzmir).....	38
Resim 2.3 a,b,c. Mikrosızıntı testi için hazırlanan diş örnekleri.....	39
Resim 2.4. Derlin materyalinden hazırlanan kalıplar.....	41
Resim 2.5. Soğuk akrile gömülen örnek dişler	41
Resim 2.6. Makaslama testinin uygulandığı düzenek.....	43
Resim 2.7. Üniuersal test cihazı için hazırlanan aparey.....	44
Resim 3.1. Adhese adeziv sistemde okluzal mikrosızıntı (Skor 2).....	51
Resim 3.2. Adper Single Bond 2 gingival sızıntı (Skor 4)	51
Resim 3.3. G-Bond gingival sızıntı (Skor 2)	52
Resim 3.4. X©no V okluzal ve gingival sızıntı (Skor 4)	52
Resim 3.5. SE Bond sızıntı yok (Skor 0)	53
Resim 3.6. Scotch Bond Multipurpose gingival sızıntı (Skor 1).....	53
Resim 3.7. S3 Bond okluzal sızıntı (Skor 2).....	54
Resim 3.8. G Bond okluzal (Skor 2) ve gingival sızıntı (Skor 4)	54
Resim 3.9. Scotchbond Multi-Purpose gingival sızıntı (SKOR 2)	55
Resim 3.10. G-Bond gingival sızıntı (SKOR 4)	55
Resim 3.11. Miks kırık.....	61
Resim 3.12. Adeziv kırık	61
Resim 3.13. Adeziv kırık	62
Resim 3.14. Miks kırık.....	62

Resim 3.15. Adeziv kırık	63
Resim 3.16. Adeziv kırık	63
Resim 3.17. Miks kırık.....	64
Resim 3.18. Koheziv rezin kırık	64

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3.1. Test edilen materyaller ile restore edilen kavite­lerin mikrosızıntı skorları.....	50
Grafik 3.2. Adeziv sistemlerde bağlanma dayanımı	56
Grafik 3.3. Adeziv sistemlerde görülen kırık tipleri	60

GİRİŞ

Bugün restoratif materyallerin geleneksel yöntemler ile diş uygulanması, artık yerini diş dokusunu konservatif olarak koruyan adeziv yöntemlere bırakmıştır. Dolgunun retansiyonu için sağlam diş dokularının kaldırılma gerekliliğinin olmadığı, restoratif materyali diş yapıştırma yaklaşımı kısaca “adeziv diş hekimliği” kavramı ile ifade edilmektedir. Son 10 yıl boyunca konservatif dişhekimliği devamlı olarak değişmiş adeziv teknolojisi daha da önem kazanmıştır. Bunun en önemli nedenlerinden biri de hastalar tarafından sıklıkla tercih edilen diş rengi restoratif materyallerin adeziv sistemlerle birlikte kullanılmasıdır.

Adeziv restorasyonlar zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin diş daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamakla beraber marjinal renklenme ve kırıklarla, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltırlar.

Restorasyonların uzun ömürlü olabilmeleri restoratif materyallerin diş dokusuna yaptığı bağlanmanın kalitesine bağlıdır. Adeziv sistemlerin tüm jenerasyonları minenin mikrokristal yapısına çok iyi bağlanırken diş hekimlerinin karşılaştığı asıl problem organo-inorganik yapıdaki dentine bağlantı kuvvetidir.

1950’lerde başlayan dentine bağlanma çalışmaları 1960 ve 1970’lerde adım adım devam etmiş ve 1975’te ilk ticari dentin adeziv tanıtılmıştır.

Dental materyallerin etkisinin kanıtlanması için klinik deneyler her zaman gereklidir. Ama *in vivo* olarak bu materyalleri test etmek gittikçe zorlaşmaktadır. Bunun sebeplerinden biri, materyalin uzun dönemli başarısı kanıtlanana kadar, daha

gelişmişlerinin üretilmesi veya materyalin tamamen piyasadan kalkmasıdır. Bu sebeple, *in vitro* testlerle materyallerin başarılarının değerlendirilmesi kaçınılmazdır.

Materyallerin başarılarının değerlendirilmesi ve sonrasında geliştirilebilmeleri için bağlanma dayanıklılığı ölçümü ve mikrosızıntı çalışmaları gibi laboratuvar testleri daima gereklidir.

Son yıllarda etch-and-rinse adeziv sistemlerle (total etch), self etch adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanma dayanıklılıklarının karşılaştırıldığı pek çok çalışma yapılmıştır. Adeziv sistemlerin farklılığı kadar, bağlanma yüzeyindeki farklılıkların da adezivlerin bağlanma değerlerini etkilediği gösterilmiştir.

Bu çalışmamızın amacı; sekiz farklı adeziv sistemin (üç aşamalı total etch adezivler, iki aşamalı total etch adezivler, iki aşamalı ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler) dentine olan bağlanma dayanımı ile mikrosızıntı miktarlarının *in vitro* koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Adezyon

Diş Hekimliği pratiğinde, restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanması restorasyonların başarısı açısından büyük önem taşımaktadır. Adezyon sözlük anlamı olarak iki yüzeyin birleşmesi ve yapışması olarak tanımlanırken, birbiri ile tam temas durumundaki farklı türden iki maddenin molekülleri arasındaki çekim kuvveti şeklinde de tanımlanabilir.

Aynı türden moleküller arasındaki çekim kuvveti ise “kohezyon” adı ile bilinmektedir. Kohezyon, maddeyi oluşturan molekülleri bir arada tutar. Maddenin yapısal bütünlüğünden ve biçimini koruyabilmesinden sorumludur.

Etkili bir adeziv ilişkisi ancak bir katı ile bir sıvı arasında gerçekleşebilir. Adezyonu sağlayan genelde sıvı karakterdeki yapıya adeziv “yapıştırıcı”, tutulan ve/veya adeziv materyal aracılığıyla bağlanan katı yüzeye aderent “yapışan” adı verilir (32).

Adezyon (bağlanma) için üç farklı mekanizmadan bahsedilir (32).

1. Fiziksel bağlanma: Hidrojen bağları, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür.

2. Kimyasal bağlanma: Farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasında oluşan bağlanmadır. İyonik kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile oluşur.

3. Mekaniksel bağlanma: Girintili çıkıntılı yüzeylerin birbiri ile karşılıklı kilitlenmesi esasına dayalı oldukça güçlü bir adezyon türüdür ve başarılı bir adeziv ilişkisinin temelini oluşturur.

Diş yapılarında bağlantının temel amacı, demineralize diş dokusunun hibridizasyonu ve restoratif materyalin diş dokusuna adezyonudur. Rezin-dentin bağlantısı bir zincire benzetilirken bu zincirin gücü ancak en zayıf halkasının gücü kadar olacaktır. Mine ve dentin dokusu ile rezin bağlayıcı arasındaki zincirin en zayıf halkasının genellikle doku/rezin ara yüzünde olduğu kabul edilmektedir.

1.1.1. Diş Dokularına Adezyonu Etkileyen Faktörler

Bağlanma dayanıklılığı ve kalıcılığı birkaç faktöre bağlıdır. Aderentin heterojen olan dokusal özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, bağlanmaya karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı ve adezivin fiziksel-kimyasal özellikleri önemli parametrelerdir. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme, çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi şartları da materyal ve diş dokusu arasındaki bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir.

1.1.1.1. Minenin Yapısal Özellikleri

Olgun minenin ağırlıkça %95'i inorganik, %4'ü su ve %1'i organik materyalden meydana gelmiştir. Hacim bakımından ise inorganik materyal

%86'sını, su %12'sini ve organik materyal %2'sini oluşturur. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise çözünebilir ve çözünemez proteinler ile bir miktar karbonhidrat ve lipitten oluşmuştur (8, 19). Minenin histolojik yapı elemanları, birbirlerinden 1 µm aralıklarla sıralanan 4-6 µm çapında mine prizmalarıdır. Bu prizmalar mine-dentin sınırından yüzeye doğru uzanırlar. Mine prizmalarının yüzeyde sonlanan uçları anahtar deliği görüntüsü verirken, mine dentin sınırında dış dış yüzeyinde dik bir şekilde sonlanır. Prizmalar arası, interprizmatik substans adını alan materyal ile doludur (19, 32). Minenin yapısı derinliğe ve lokalizasyona bakmaksızın, daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç hemen hemen homojendir. İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi daha yüksektir (8, 32).

1.1.1.2. Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin ektomezenşim kökenlidir ve kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşur (19, 32). Dış etkenlere karşı savunma mekanizması geliştiren canlı ve dinamik bir dokudur. Ağırlıkça %12 su, %18 organik materyal ve %70 inorganik materyal içerir. Hacimce %25'ini organik materyal, %25'ini su, %50'sini inorganik materyal oluşturur (8). Bu bileşenler eşit olmayan bir şekilde intertübüler ve peritübüler dentinde dağılmışlardır. Dolayısıyla heterojen bir dokudur. Dentini oluşturan ana yapılar; tübüller, odontoblast uzantıları, peritübüler dentin ve tübüller arasını dolduran intertübüler dentindir. Yüksek derecede geçirgen olan dentin tübülleri pulpa ile direk temasta olan odontoblastik uzantılar içerirler. Tübüllerin çevresinde

yüksek derecede mineralize peritübüler dentin vardır. Tübüller arası mesafeyi de dentinin en fazla kısmını oluşturan intertübüler dentin oluşturur. Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azaltmıştır (32).

Tübül çapları mine-dentin birleşiminde $\sim 0,5-1 \mu\text{m}$, pulpa yakınlarında $\sim 2-4 \mu\text{m}$ 'dir. Yaşlanmayla birlikte dentin tübülleri daralmaktadır. Tübül sayısı pulpa yakınlarında mm^2 'de $\sim 45.000-65.000$, dentin-mine birleşimine yakın bölgelerde $\sim 15.000-20.000$ orta kısımlarda $\sim 30.000-35.000$ 'dir. Dentin tübüllerinin yelpaze şeklinde yayılımı nedeni ile tübüllerin yüzey alanının %3'ü yüzeyel dentinde, %25'i derin dentinde bulunmaktadır. 25-30 mm/Hg'lik intrapulpal basınç nedeni ile tübüller içindeki sıvı devamlı olarak dışarıya doğru akış halindedir. Hem tübül çaplarının artması, hem de dentinin nemliliğinin artması derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırır (8, 32).

1.1.2. Mine Dokusuna Adezyon

Restorasyon materyallerinin mine yüzeyine adeziv sistemlerle bağlanması dişhekimliğinin alışlagelmiş uygulamaları arasındadır. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesiyle mine yapısında mikroporoziteler oluşturulmakta ve bu porözitelere nüfuz eden rezin uzantıları sayesinde kompozit rezinin (mikromekanik) bağlantısı gerçekleşmektedir (8, 129).

Mine dokusuna adezyonu ve yapışma yüzeyini arttırmak için asitle dağlama işleminin yapılması gerekliliği ilk defa 1955 yılında Buonocore (17)

tarafından ortaya konmuş ve restoratif dişhekimliğinde yeni bir dönemin başlangıcı olmuştur. Asitleme işlemi sıklıkla %35-37'lik fosforik asitle yapılır.

Fosforik asidin diğer asitlerle karşılaştırıldığında, rezinin daha derin penetrasyonunu sağladığı görülmüştür. Son çalışmalar 15-20 sn. minenin asitlenmesinin ardından 10-20 sn su ile yıkamanın yeterli olduğunu göstermiştir (8). Daha zayıf olduğundan dentin ile uyumu iyi olan %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %2.5'luk oksolik asit ve %2.5'luk nitrik asidin mine yüzeyinde kullanılması sonucunda minede fosforik asitle oluşan mat-tebeşirimsi beyaz görüntünün olmadığı gözlenmiştir (8).

Kullanılan asidin tipi, konsantrasyonu, asitleme süresi, kullanılan asidin formu (jel-solüsyon), asidi yıkama süresi, minenin kimyasal yapısı, dişin süt ya da daimi oluşu, mineralize mine olup olmaması mine yüzeyine uygulanan asidin etkilerini değiştirir (32, 160). Mine bağlantısının daha güçlü olabilmesi için asitleme işleminden sonra ortamdaki asidin uzaklaştırılması, yüzeyin nemden ve tükürükten korunması çok önemlidir. Asitlenmiş yüzeye temas eden tükürükteki kalsiyum ve fosfor oluşan pürüzlenmeyi olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle tükürük kontaminasyonu olduğu durumlarda asitle pürüzlendirme işlemi tekrarlanmalıdır.

1.1.3. Dentin Dokusuna Adezyon

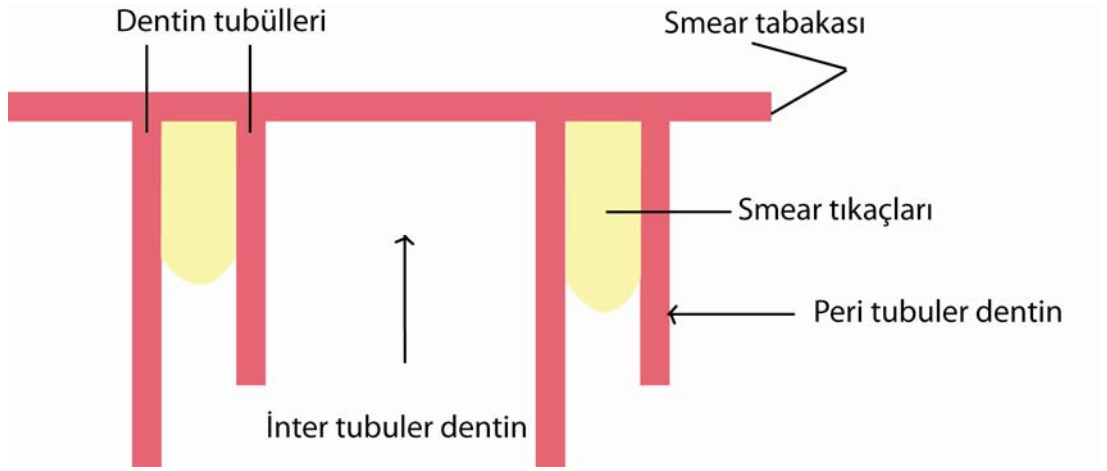
1.1.3.1. Sağlıklı Dentinde Adezyon

Dentin dokusunda mine dokusunda olduğu gibi ideal bir adezyon sağlamak oldukça zordur (135). Bunun nedeni dentinin organik içeriğinin mineye oranla daha fazla olması, yüksek oranda protein içermesine bağlı

olarak düşük yüzey enerjisi, dentin lenfi içeren dentin tübüllerinin varlığı ve kavite preparasyonu ardından oluşan organo-inorganik yapıda bir smear tabakanın varlığı olarak sayılabilir (8, 129, 135).

Smear tabakası çelik, elmas frezlerle ve el aletleriyle kavitenin hazırlanması sırasında dentin dokusu üzerinde 1-5 μ kalınlığında oluşan amorf bir debris tabakasıdır. Hem intertübüler ve hem de intratübüler geçirgenliği azaltan bu tabaka kanal ağzlarına 1-10 μ girerek smear tıkaçı (smear plug) adını alır (32, 129). Dentinin asitlenmesi ilk kez 1960'ta Fusayama tarafından önerilmiştir. Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi yani "conditioning", dentin yüzeyinde asit veya EDTA ile smear tabakasının uzaklaştırılması ve yüzeyde kimyasal değişmelerle demineralizasyon oluşturulmasıdır. Bu işlem için farklı adeziv sistemlerde, %10'luk fosforik asit, %2.5'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %25'lik nitrik asit konsantrasyonlarından biri kullanılmaktadır.

Asit uygulanmasından sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde 3-7 μ derinliğinde demineralizasyon oluşur, dentin tübüllerinin ağzı genişleyip huni biçiminde açılır ve dentindeki kollagen fibriller ortaya çıkarak monomerlerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır (32, 129).



Şekil 1.1. Dentin smear tabakası (smear layer) ve smear tıkaçları (smear plugs)

Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği asidin cinsine, konsantrasyonuna ve asitleme süresine bağlı olduğu gibi ,yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere de bağlıdır. Ayrıca tübüller arası mesafe kısaldıkça demineralizasyon derinliği de artmaktadır.

Derin dentine adezyon, intertübüler dentin alanının azalması ve buna bağlı olarak su içeriğinin artması nedeniyle yüzeyel dentine kıyasla çok daha güçlüdür. Benzer şekilde pozitif pulpa içi basıncının bağlanma sürecine zarar verdiği düşünülmektedir. Pozitif pulpa içi basınç varlığında dentin yüzeyine sıvı çıkışı arttığı için daha düşük bağlanma dayanıklılığıyla karşılaşmaktadır.

Dentinde süregelen fizyolojik ve patolojik değişimler mevcuttur. Bunlar dentinin mikroyapısını, içeriğini ve geçirgenliğini etkilediği gibi bağlanma işlemini de değiştirmektedir. Bu değişikliklerin başlıcaları sklerotik dentin ve çürük dentindir (8, 19, 32).

1.1.3.2. Sklerotik Dentinde Adezyon

Tübüllerin hem içi, hem de etrafı hipermineralize durumdadır. Tübüllerin içleri aside dirençli kalsiyum fosfat whitlockite kristalleri ile doludur ve asitle pürüzlendirme işlemi sonucunda çok az demineralize olmaktadır. Böylece sklerotik dentinde rezin uzantılarının gövdeleri mineral kristallerinden oluşup kısa, künt ve huni şeklindedir. Sklerotik dentinde tübül içlerinde ve etrafında çok fazla mineral olduğundan kimyasal bağlanma potansiyelinin avantajından faydalanmak için camionomer adezivleri kullanılmalıdır.(35)

1.1.3.3. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon

Çürükten etkilenmiş dentinde dentin tübülleri içerisinde çok miktarda aside dirençli mineraller bulunduğu bildirilmektedir (77). Bu mineraller dentin geçirgenliğini azaltmakta aynı zamanda bakteri ve bakteri ürünlerinin pulpaya geçişini önlemektedir. Genellikle enfekte olmayan bu tabaka, tekrar mineralize olabileceği için daha konservatif kavite preparasyonları ile korunmalıdır.

Bahsedilen aside dirençli mineraller etkilenmiş dentinde adeziv rezin infiltrasyonunu ve rezin uzantılarının oluşumunu engellemektedir. Ayrıca etkilenmiş dentinde oluşan smear tabakasının aside dirençli kristaller içerdiği ve self-etch primerin alttaki sağlam dentine difüzyonuna engel olacağı bildirilmiştir. Bu yüzden zayıf asitlere göre daha etkili olan % 32–37'lik fosforik asit kullanımıyla, çürükten etkilenmiş dentin tübülleri içerisindeki mineraller daha iyi çözündürülerek geçirgenlik artırılabilir.

1.2. Dental Adeziv Sistemler

1955 yılında Buonocore'un diş yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi felsefesini ortaya koyması ile restoratif diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır (17). Bu sayede adeziv sistemler ile retansiyon ve stabilizasyon sağlanması sebebiyle sağlam diş dokularının mekanik olarak uzaklaştırılması engellenmiş ayrıca diş dokuları ve restoratif materyal arasında gerçekleşen mikromekanik kenetlenme sayesinde oral sıvıların, bakteri ve bakteri ürünlerinin geçişi önlenerek, işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük gibi restorasyon ömrünü azaltan klinik problemler oldukça azaltılmıştır (129).

Adeziv restoratif materyaller; kavite preparasyonu sonrasında kalan zayıflamış diş dokularını desteklemekte, fonksiyonel kuvvetleri bağlantı ara yüzeyi boyunca uygun bir şekilde ileterek dağıtmaktadırlar. Bunların yanısıra adeziv teknikler ile estetik olarak da oldukça tatminkar sonuçlar elde edilmektedir (161, 164).

1.2.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Bu sınıflandırma, adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan “kronolojik sınıflandırma” ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan “yapısal sınıflandırma” birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (84, 161, 164).

Adeziv restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanmasıdaki temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikroboşluklara rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenmedir.

Bu nedenle adeziv sistemlerin “etki mekanizmaları” göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif bir yaklaşım olarak kabul görmektedir (163). Buna göre halen kabul gören modern dental adeziv sistemleri üç başlık altında incelemek mümkündür (33).

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

1.2.1.1. Total – Etch Adeziv Sistemler

Total pürüzlendirme, mine ve dentin dokularının aynı işlemde fakat farklı sürelerde pürüzlendirilmesi ile gerçekleştirilir. Pürüzlendirme işlemi genellikle % 34-37 konsantrasyondaki fosforik asit jelleri ile yapılmaktadır. Pürüzlendirme işlemini primer ve adeziv rezinin uygulanması takip etmektedir. Bu şekilde uygulanan adezivler “üç aşamalı” sistem olarak bilinmektedirler. Günümüzde ise çoğunlukla primer ve bağlayıcı ajan uygulamalarının birleştirildiği “iki aşamalı” adeziv sistemler kullanılmaktadır (13, 33, 135).

Bu sistemlerde birinci aşama “pürüzlendirme ve yıkama” (Etch and Rinse) aşamasıdır (33). Bu işlem nedeniyle son yıllarda total pürüzlendirmeli adeziv sistemler “etch and rinse adezivler” şeklinde de adlandırılmaktadırlar (135). Birinci aşamayı takiben ikinci aşama hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren tek şişe bağlayıcı ajanların uygulanmasıdır (162).

Total Pürüzlendirme Tekniğinin Aşamaları

a) Minenin Asitle Pürüzlendirilmesi

İnorganik yapı kalsiyum fosfat kristalleri içerir. Bu kristaller hemen hemen saf hidroksiapatit yapısındadır. Ancak karbonat, sodyum, magnezyum, klor, potasyum, çinko, silisyum, stronsiyum ve flor gibi elementler bu saflığı kısmen de olsa seyreltmektedir (6). İnorganik yapıyı oluşturan hidroksiapatit kristalleri bir araya gelerek minenin ana yapısını oluşturan mine prizmalarını meydana getirirler. Organik yapı ve su ise mine prizmalarını oluşturan hidroksiapatit kristalleri arasında dağılmış olarak bulunur (6, 70).

Mine yüzeyi ağız ortamında düz bir yapı olup genellikle dental plak veya pelikül ile kaplıdır. Herhangi bir uygulama yapılmadan ya da minenin yüzeyel yapısı değiştirilmeden rezin esaslı materyallerin mine yüzeyine bağlanması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle dental adeziv restoratif materyaller ve mine dokusu arasında mikro mekanik bir bağlantı gerçekleşebilmesi için minenin yüzey yapısında bazı değişikliklere ihtiyaç duyulur. Mine yüzeyine çeşitli konsantrasyonlarda asitlerin uygulanması ile yüzeydeki smear tabakası uzaklaştırılır, prizmatik ve interprizmatik mineral kristalleri farklı düzeylerde ortadan kaldırarak mikroskobik pürüzlülük sağlanır.

Bu durum yüzey geriliminin azalmasına ve mine yüzeyinin ıslanabilirliğinin artmasını sağlayarak düşük viskoziteli rezinin mikro boşluklara rahat bir şekilde dolmasına olanak sağlar (85). Bu uygulama mikroorganizma sayısında da % 75-95 oranında bir azalmaya yol açmaktadır

(85). Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi ile mine yüzeyinin ortalama 10 μm 'lik kısmı ortadan kalkar ve derinliği 5-50 μm arasında değişen pürüzlendirilmiş bir alan oluşur. Bu sayede bağlanma yüzeyi arttırılmış olur (161).

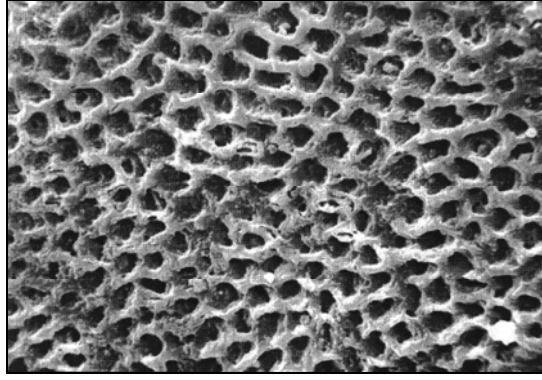
Elektron mikroskop çalışmalarında kullanılan asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak mine yüzeyinde 3 tip mikroskobik pürüzlenme gerçekleştiği ortaya konulmuştur (8, 35, 104)

Bu morfolojik sınıflandırmaya göre;

- Tip I Pürüzlenme: Mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Ortaya çıkan görüntüye “bal peteği görünümü” adı verilir.

- Tip II Pürüzlenme: Mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Bu görüntüye “kaldırım taşı görünümü” adı verilir.

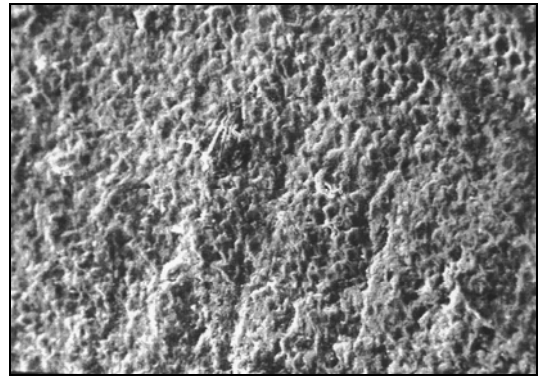
- Tip III Pürüzlenme: Prizmatik yapının gözlenmediği amorf bir yüzeye rastlanır. Daha silik bir pürüzlenme görünümü vardır.



(a) Tip I pürüzlenme (bal peteği görünümü)



(b) Tip II pürüzlenme (kaldırım taş görünümü)



(c) Tip III pürüzlenme (mix)

Resim 1.1. (a, b, c). Minenin asitle pürüzlenme tipleri (8, 35, 104)

Bu farklı pürüzlenme tipleri, hidroksiapatit kristallerinin mine prizmaları içerisindeki açıları ve pozisyonlarına göre oluşmaktadır. Bir mine yüzeyinin değişik bölgelerinde değişik pürüzlenme tipleri görülmekte olup, farklı pürüzlendirme tiplerinin bağlanma dayanımı üzerinde etkili olup olmadığı bilinmemektedir (85, 161).

İkinci aşamada pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanan bağlayıcı ajanlar sonrası mekanik retansiyonu sağlayan rezin taglar oluşur. Bu rezin uzantılar bonding ajanın interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine

prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag, daha küçük fakat daha çok sayıda ve ağ biçiminde oluşursa mikrotag adını alır. Mikrotaglar fazla sayıda olmaları ve geniş yüzey alanları nedeniyle bağlantı kuvvetlerine daha fazla katkıda bulunmaktadır (8, 161).

Mine yüzeyinde uygulanan asit sonrasında meydana gelen etki kullanılan asidin çeşidi; konsantrasyonu, formu ve uygulama süresinin yanı sıra minede preparasyon yapılıp yapılmadığı, minenin kimyasal ve fiziksel yapısı, mine prizmalarının varlığı veya yokluğu, mine dokusunun mineral içeriği ve daha önceden meydana gelen demineralizasyon miktarı gibi faktörlere bağlıdır (56).

Mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde en çok kullanılan asit fosforik asittir ($H_3[PO_4]$) (85).

Minenin pürüzlendirilmesinde fosforik aside alternatif olabilecek %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %1.6-3.5'lik oksalik asit ve %2.5'luk nitric asit gibi çeşitli ajanlar denenmiştir. Elde edilen sonuçlar çoğu zaman morfolojik yönden tatminkâr olmakla birlikte, rezin adezyonu için istenilen bağlantı kuvvetlerini katkıda bulunamadıklarından bu zayıf asitlerin rutin uygulamalara girmesi mümkün olmamıştır (162).

b) Dentinin Asitle Pürüzlendirilmesi

Dental adeziv restoratif materyaller ve dentin arasında mikromekanik bir bağlantının sağlanabilmesi için dentinin yüzey yapısında da bazı değişikliklerin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bunun temel nedeni, kavite preparasyonu ile oluşturulan ve debris, denatüre kollajen, hidroksiapatit ve

mikroorganizmalardan oluşan ortalama 0,5-2 µm kalınlığındaki smear tabakası ve dentin tübülleri içinde yer alan 1-3 µm'lik smear tıkaçlarının varlığıdır (162).

Smear tabakası ve tıkaçları dentin için doğal bir bariyer görevi görürler (12). Smear tabakası dentinal sıvıların hareketini %80-90 oranında, difüzyonu ise %25-30 oranında azaltır (110). Ancak bu tabakanın oral sıvılarda 7 gün içinde çözündüğü bilinmektedir (12).

Total-Etch adeziv sistemlerde farklı içerik ve konsantrasyonlardaki asitler ile smear tabakası ve tıkaçları tamamen uzaklaştırılmakta (162, 166), intertübüler ve peritübüler dentin demineralize olmakta, dentin tübülleri tamamen açılmakta ve aynı zamanda 3-10 µm'lik bir derinlikte kollagen ağ açığa çıkmaktadır (114). Açığa çıkan kollagen ağ içerisine sızan düşük vizkoziteli adeziv rezinin polimerizasyonu sonrasında oluşan yapıya hibrit tabaka adı verilmektedir. 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanan hibrit tabaka (92, 161) yüzeyel dentin ve tübül duvarlarında açığa çıkan kollagen ağ ile adeziv rezin arasında gerçekleşen, oral sıvılar ve asitlere dirençli mikromekanik bir kenetlenme ara sahası olarak tanımlanmıştır (163).

Kullanılan adeziv sistemin tipine göre hibrit tabakanın kalınlığı 1-10 µm arasında değişmektedir. Hibrit tabakanın kalınlığı ile elde edilen bağlantı kuvveti arasında herhangi bir ilişki bulunmadığı iddia edilmiştir (154).

Bağlayıcı ajanın hibridize dentin tübülleri içine dolarak polimerize olmasıyla rezin tagları, lateral tübül dallarının içine dolarak polimerize

olmasıyla da submikron rezin tagları (lateral tübül hibridizasyonu) meydana gelmektedir (161, 162). Resin tagları bağlantı kuvvetlerine katkıda bulunabilir, ancak asıl önemli rolü, rezin-dentin bağlantısında herhangi bir bozukluk olması halinde tübül ağzlarını etkin bir şekilde tıkaması ve böylece dentin geçirgenliğini azaltarak olası pulpal hasarı engellemesidir (162).

Pürüzlendirme amacıyla kullanılan asitlerin hipertonic yapısı, dentin tübüllerinden dentinal sıvının dışarı doğru hareketine neden olur (114). Bu tübüler sıvı, asidin seyrelmesine ve dentine daha az penetre olmasına sebep olmaktadır. Aynı zamanda kullanılan asidin tipi, uygulama süresi, konsantrasyonu, pH'sı ve viskozitesi de demineralizasyonun derinliğini etkileyebilmektedir (161).

Aşırı pürüzlendirmenin yapıldığı durumlarda, demineralizasyon sahası rezinin yeterince penetre olamayacağı kadar derinleşmekte, bakteri kaynaklı asit ve enzim atıklarına ve hidrolitik degradasyona karşı zayıf bir alan meydana gelmekte, bu da elde edilen bağlantı dayanıklılığının azalmasına sebep olmaktadır (74).

Gwinnett, Tay ve Kanca (57, 74), asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden sonra bağlayıcı ajanın nemli dentin üzerine uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Bunun nedeni nemli ortamdaki kollajen ağ fibrilleri arasında bulunan 15-20 nm'lik mesafenin korunmasıdır (85). Aşırı kurutma sonucunda kollajen ağ çökeceğinden yüzeye uygulanan adeziv rezinin kollajen ağ içine penetrasyonu sınırlanır ve sonuçta ideal bir hibridizasyon sağlanamaz (73,74). Dolayısıyla dentinin ideal nemlilik düzeyinde

tutulabilmesi için hava spreyinin abartılı kullanımından kaçınılmalı ya da pamuk veya sünger peletlerden faydalanılmalıdır. Yüzeyde bırakılacak fazla suyun da bağlanmayı olumsuz etkilediği unutulmamalıdır (57).

Birinci aşama olan asitle pürüzlendirmeyi takiben total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde ikinci aşama primer ajan uygulanmasıdır (135). Bağlanmayı arttırıcı ajanlar olarak kabul edilen primerler su, aseton, etanol gibi organik çözücülerde çözünmüş hidrofilik monomerler içerirler. Uçucu karakteri ile dentin yüzeyindeki ve nemli kollojen ağdaki su ile yer değiştirerek açığa çıkan kollojen ağdaki nano boşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştırırlar (72). Asitlenmiş dentine primer uygulanması, çökmüş kollojenleri restore eder ve rezinin dentine daha iyi diffüze olmasını sağlar. Böylece hibrit tabakasının kalitesi ve bağlanma dayanıklılığı artar.

Kısaca primerler, kimyasal yapıları farklı olan hidrofilik dentin ile hidrofobik rezini birbirleri ile uyumlu hale getirirler. Primer uygulanan yüzey polimerize olmamış bağlanmayı arttırıcı moleküller içerir. Bu moleküller demineralize yüzeye uygulanan bağlayıcı ajanı ile birlikte polimerize olurlar. Bağlanmanın kalitesi, demineralize tabakayı monomerlerin penetrasyon yeteneğine bağlıdır (72). Aynı zamanda primerlerin, dentin sıvısındaki proteinlerin denatürasyonuna ve çökmesine neden olarak dentin hassasiyetini önledikleri düşünülür. Sonuç olarak dentinal geçirgenliği azaltırlar (161).

Primer ajan uygulamasından sonra, diş yüzeyine üçüncü aşama olarak “bağlayıcı ajan” uygulanır. Bağlayıcı ajan, Bis-GMA (bisfenol glisidilmetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) gibi hidrofobik rezin

monomerler içerir. Islanabilirliği sağlamak için HEMA (2-hidrcksietil metakrilat), vizkoziteyi düzenlemek için TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) gibi daha hidrofilik rezin monomerler de kullanılmaktadır (135).

Bağlayıcı ajanın en önemli görevleri, asitleme sonucu kollojende oluşan nano boşlukları doldurmak, dentin tübülleri içine girerek rezin tagların oluşumunu ve hibrit tabakasının stabilizasyonunu sağlamaktır (135).

Total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde; pürüzlendirme, primer ve bağlayıcı ajanların içerikleri, süreleri ve uygulama yöntemleri üretici firmalara göre çeşitlilik gösterir.

Günümüzde ise genelde primer ve bağlayıcı ajan fonksiyonlarını tek bir solüsyon içerisinde birleştiren iki aşamalı total pürüzlendirmeli adeziv sistemler daha yaygın olarak kullanılmaktadır.

Total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin işlem basamakları oldukça fazladır. Asitle pürüzlendirme, yıkama, kurutma ve bağlayıcı ajan uygulaması aşamalarından herhangi birinde yapılacak hata bağlantı kuvvetlerini olumsuz yönde etkileyecek ve hastaların operasyon sonrasında hassasiyet hissetmesine neden olacaktır (86).

1.2.1.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Suda çözünen asidik monomerleri sayesinde, mine ve dentin dokularınının aynı zamanda pürüzlendirilmesi ve primer uygulanması işlemlerini içerir (164). Buna göre yıkama gerektirmeyen zayıf asidik monomerler, mine ve dentini demineralize edip smear tabakası ve tıkaçlarını

modifiye ederken, eş zamanlı olarak gelişen monomer difüzyonu, serbestleşen kollojeni sarmalayarak hibrit tabakayı oluşturur (114). Self-etch adeziv istemlerde smear tabaka; total pürüzlendirmeli sistemlerde olduğu gibi uzaklaştırılmaz. Bunun yerine monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak hibrit tabakanın içine dahil edilir ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir (140). Bu şekilde, smear tabakanın pulpayı koruyan ve dentinal sıvı akışını önleyen doğal bariyer özelliği korunarak altındaki dentinin demineralizasyonu sağlanmış olur.

Ayrıca bu yolla dentinal sıvı akışı yolu ile adezivlerde meydana gelen nem kontaminasyonu da azaltılarak pulpa boynuzları bölgesinde bölgesel tensile bağlı kuvvetlerinde total pürüzlendirmeli sistemler ile elde edilen sonuçlardan daha iyi sonuçlar elde edilebilir (67).

Self-etch adeziv sistemlerin avantajları;

- Pürüzlendirme ve yıkama aşamalarını içermedikleri ve aynı zamanda su bazlı oldukları için uygulanmaları kolaydır (138). İşlem basamaklarının sayısı azaldığı için hata yapma olasılığı da beraberinde azalmaktadır (164).
- Pürüzlendirme ve adeziv penetrasyonu aynı anda meydana geldiği için, aşırı demineralizasyona bağlı yetersiz rezin monomer infiltrasyonu sonucunda hibrit tabakanın içinde ortaya çıkan problemler ve beraberinde oluşan düşük bağlantı kuvvetleri engellenmektedir (164).

- Yıkama gerektirmediği için demineralize dentinin aşırı kurutulması veya aşırı nemli bırakılmasına bağlı olarak ortaya çıkan problemler engellenmektedir (111).
- Smear tıkaçları uzaklaştırılmadığı için oluşan kısa rezin taglarına rağmen oldukça iyi bir sızdırmazlık sağlanmaktadır. Aynı nedenle operasyon sonrasında hassasiyet meydana gelme olasılığı da düşüktür (111, 164).
- Bu özellikleri ile çalışma zamanını önemli ölçüde kısaltmaktadırlar (130,134).
- Self-etch sistemlerin işlem basamaklarının az olması nedeniyle daha az çalışma zamanı gerektirmesi ve beraberinde tükrükle kontaminasyon olasılığını da düşürmesi nedeniyle çocuk hastalarda ve özellikle de kooperasyonun sağlanamadığı durumlarda kullanımının avantajlı olacağı düşünülmektedir (130).

Self-etch adeziv sistemler, tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde primer uygulanmasını (self-etch primer) takiben bağlayıcı ajan uygulanır. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde ise yüzey hazırlayıcı asidik monomerler içeren primer ve bağlayıcı ajanın fonksiyonları tek uygulamalı bir solüsyonda (self-etch adeziv) birleştirilmiştir (134). Self-etch adeziv sistemler, çeşitli rezin monomerlere ve dolduruculara ek olarak; karboksilik, fosforik, sülfonik asit gruplarını ya da bunların esterlerini içeren, metakrilat bazlı, polimerize olabilen rezin monomerleri ve ayrıca maleik ve itakonik asit gibi organik ve inorganik asitleri

de yapılarında bulundurlar (140). Hemen hemen bütün self-etch adeziv sistemler içinde su ve HEMA (Hidroksi ethyl metakrilat) bulunmaktadır. HEMA, nemlendirme ajanı olarak gereklidir ve ıslak ortamda yüksek diffzyon kabiliyeti göstermektedir. Ayrıca su içerisinde daha zor çözünen monomerler için de çözücü bir ajandır (134). Su ise asidik monomerlerin iyonize olarak smear tabakada ve diş dokularında demineralizasyon meydana getirebilmesi için gereklidir (140). Pürüzlendirme işlemi devam ederken solüsyonun asiditesi smear tabakanın ve diş dokularının çözünen mineral içeriği tarafından tamponlanmaktadır. Yeteri kadar yüksek pH değerine ulaşıldığında ise demineralizasyon reaksiyonu durmaktadır (134).

Self-etch adeziv sistemler pH değerlerine göre güçlü ($\text{pH} \leq 1$), zayıf ($\text{pH} \geq 2$) ve orta güçlükte ($\text{pH} = 1.5$) olmak üzere üç şekilde sınıflandırılmaktadır (39, 61, 138). Bu sistemlerin mine üzerinde meydana getirdikleri etki oldukça tartışmalı bir konudur. Self-etch adeziv sistemlerin demineralizasyon yetenekleri (111), koheziv kuvvetleri (138), aşındırılmış veya sağlam (aşındırılmamış) mineye uygulanmaları ve uygulama metodları gibi çeşitli faktörler bu sistemlerin mineye bağlanma verimini etkilemektedir (91). Pörözlü veya aşındırılmış mine üzerinde yapılan çalışmalarda, fosforik asitle pürüzlendirilmiş mine üzerinde meydana gelen makro ve mikro rezin taglara (161) karşılık, self-etch sistemler ile "nanoretantif kilitleme" olarak tanımlanan ve mine kristallerinin yüzey alanının ve periferinin çözülmesi ile meydana gelen mikro rezin tag hibridizasyonu meydana gelmektedir. Yapılan deneysel çalışmalarda, self-etch adezivlerin pörözlü veya aşındırılmış mineye bağlantılarının total pürüzlendirmeli adeziv sistemlere benzer olduğu,

aşındırılmamış, sağlam mineye bağlantı kuvvetlerinin ise total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerden düşük olduğu bildirilmiştir (11, 58). Dentinde ise güçlü self-etch sistemler, oldukça düşük pH değerleri nedeniyle smear tabakasını tamamen çözer, tübül ağzlarını genişletir (140) ve kollajen fibrillerin etrafındaki hidroksiapatitin tümünü uzaklaştırırlar (164). Bu nedenle güçlü self-etch adezivler ile dentinde meydana gelen etki, total pürüzlendirmeli adezivlerin bağlanma mekanizması ve ara yüz ultramorfolojileriyle oldukça benzer bulunmuştur. Hafif self-etch adezivler ise smear tabakayı ve tıkaçlarını kısmen çözerek altındaki dentinde kısmi demineralizasyon meydana getirir ve oluşan submikron kalınlığındaki hibrit tabakanın içerisinde önemli miktarda hidroksiapatit kristallerinin kalmasına neden olurlar. Fonksiyonel monomerlerin spesifik karboksil ya da fosfat grupları, kalan hidroksiapatit ile kimyasal olarak etkileşime girerek güçlü iyonik bağlar oluştururlar (164).

Self-etch sistemler, asiditelerine bağlı olarak smear tabakasına farklı derinliklerde penetre olabilmektedirler (93, 114). Smear tabakasının çok kalın olduğu durumlarda ise penetrasyon kısmen veya tamamen engellenebilmektedir. Bunun sonucunda da meydana gelecek demineralizasyon miktarı ve hibrit tabakanın oluşumu tehlikeye girmektedir (140).

1.2.1.3. Cam İyonomer Adezivler

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

Restoratif materyalin kaviteye uygulanmasından önce diş yüzeyinin polialkenoik asitle silinmesi ile smear tabakasının ortadan kalkarak 0,5-1 µm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyona ve mikromekanik bir bağlanmanın gerçekleşebilmesine imkân verecek kollejen ağın açığa çıkmasına neden olur (64). Cam iyonomer bileşenlerinin de bu alana penetrasyonu ile "mikromekanik" bir bağlanma gerçekleşir (118, 163, 164).

Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında derinliğin yüzeysel olması yanında hidroksiapatit kristalleri de 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 (118). Bu ek kimyasal bağlanma hidrolitik degradasyona karşı bir direnç oluşturmaktadır (35). 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 iyonomer 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 (35).

1.3. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Dental materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde *in vivo* ve *in vitro* testler kullanılmaktadır. Ancak *in vivo* testler oral kavite içerisinde aynı zamanda oluşan farklı streslerin restorasyon üzerindeki etkilerini doğru olarak ayırt edemeyebilir (123, 151).

Laboratuvar testleri (*in vitro* testler) ile diğer değişkenler sabit tutulurken tek bir etki değerlendirilebilir. Bu tip araştırmalar temel alınarak diş hekimlerine dental materyallerin seçimi ve uygun kullanımı ile ilgili tavsiyeler oluşturulabilir. Genellikle laboratuvar testleri, yeni materyal ve tekniklerin değerlendirilmesi için kolay ve ucuz olmalarının yanı sıra daha az zaman gerektirirler (123).

1.3.1. Restorasyon Etrafındaki Sızıntının Değerlendirilmesi

Adeziv restorasyonların tamiri ve yenilenmesi için kenar sızıntısı ya da renklenmesi en sık karşılaşılan sebeplerden biridir. Bu nedenle de bağlanma dayanımı testlerinin yanı sıra adezivlerin kenar kapama yeteneklerinin de test edilmesi gereklidir (164).

Mikrosızıntı, bakterilerin, sıvıların, iyon ya da moleküllerin kavite duvarı ve buraya uygulanan restoratif materyal tarafından klinik olarak tespit

edilemeyen geçişleridir. Birçok dental materyal oral sıvılardan gelen birçok bakteriye, bakteri ürünlerinin dentine geçişine izin vermektedir (3, 16).

Mikrosızıntı zamanla restorasyonda kenar renklenmelerine ,çatlaklara, madde kayıplarına, hassasiyete, ikincil çürük oluşumuna hatta pulpada patolojik gelişimlere neden olabilir. Bugünkü, restoratif materyal ve tekniklerin hiçbirisi kenar aralığını tamamen kapatmaz dolayısı ile uzun vadede mikrosızıntıyı önleyemezler.

Restoratif materyalin örtüleme kapasitesini değerlendirmek için *in vivo* ve *in vitro* olarak pek çok yöntem geliştirilmiştir (75, 142):

***İn vitro* çalışmalar,**

1. Bakteriyel sızıntı inceleme yöntemi
2. Elektrokimyasal yöntem
3. Nötron aktivasyon analiz yöntemi
4. Radyoaktif izotoplar yöntemi (Ca^{45} , C^{14} , I^{131} , S^{35} , Na^{22})
5. Sıvı filtrasyon yöntemi
6. Taramalı elektron mikroskobu analizleri
7. İnsan serumu sızıntı yöntemi
8. Gaz kromatografi yöntemi
9. Boya penetrasyon yöntemi (bazik fuksin, floresans boyalar, metilen mavisi)

gibi teknikleri kapsamaktadır.

1.3.1.1. Bakteriyel Sızıntı İnceleme Yöntemi

Belirli bir bakteri cinsi ve işaretleyici besi yeri kullanılarak in-vitro olarak sızıntıyı inceleyebilen bir yöntemdir. Dişler gram (+) ve gram (-) bakteri cinslerini içeren kültürlerle konmakta ve inkübasyon döneminin sonunda besiyerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun renk değiştirip değiştirmemesine göre oluşan sızıntı değerlendirilmektedir. Sonuçlar kalitatiftir.

1.3.1.2. Elektrokimyasal Yöntem

İki metal parçasının bir elektrolit içine (fizyolojik salin) daldırıldığında ve dışarıdaki bir güç kaynağına bağlandığında bu iki metal arasında bir elektrik akımı oluşturulması esasına dayalıdır. Apikal sızıntının uzun bir gözlem süresi içinde kantitatif olarak ölçülmesini sağlamak için geliştirilmiş bir tekniktir.

1.3.1.3. Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi

Restore edilen dişlerin non-reaktif mangan tuzunun aköz solüsyonuna konması esasına dayanır. Dişin dış yüzüne yapışan tuz toplanır ve tüm diş bir nükleer reaktörün çekirdeğine yerleştirilir. Non-reaktif manganın aktive olması sağlanır. Diş tarafından absorblanan manganezin ölçümü ile yöntem sonuçlanır.

1.3.1.4. Radyoaktif İzotoplar Yöntemi

En sık kullanılan izotoplar Ca^{45} , Na^{22} , I^{131} , S^{35} , C^{14} dur. Sızıntısı incelenecek olan diş izotop solüsyonuna birkaç saatliğine bırakılır. Sonra dişlerin incelenecek kısımlarından kesit alınır ve fotoğraf filmine aktarılır. Tekniğin dezavantajları çok pahalı olması, kompleks olması ve ek önlemler alınması gerekmektedir.

1.3.1.5. Sıvı Filtrasyon Yöntemi

Bu sızıntı ölçme yönteminde kullanılacak sıvının bir tarafta basınçla gönderilip diğer taraftan çıkışı gözlenmektedir. Örneklerle zarar vermeyen ve üç boyutlu sızıntı ölçümüne izin veren bu metod ile kantitatif ölçüm sağlanabilmekte ve uzun bir süreç içinde tekrarlanabilir ölçümler yapılabilmektedir.

1.3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri

Retrograd dolgu maddelerinin kavite duvarına adaptasyonunu ve örtüleme yeteneğini incelemek için kullanılmıştır. Mikroskobun rezolüsyonu ışık mikroskobuna göre daha iyidir ve büyütme yeteneği oldukça fazladır .

1.3.1.7. İnsan Serumı Sızıntısı Yöntemi

Bu teknikte, kök kanallarının apikal 1/3'ü doldurulduktan ve foramen apikale dışında diş yüzeyleri kapatıldıktan sonra her kök kanalına radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilmektedir. Kron kavitelerinin kapatılmasını takiben diş köklerinin 3-4 mm lik apikal kısımları fizyolojik insan

serum albümini solüsyonuna batırılmakta, belirli sürelerin sonunda kapta toplanan solüsyonun bir kısmı geri çekilmekte ve bir beta spektrometresinde ölçüm yapılarak oluşan sızıntı değerlendirilmektedir.

1.3.1.8. Gaz Kromatografi Yöntemi

Düşük molekül ağırlıklı bakteriyel metabolit olan bütirik asidi kullanarak sızıntıyı kantitatif olarak ölçen bir düzeneştir. Apikal kısımdaki rezervuardan alınan solüsyon örneği asit içerisinde çözündürülerek bir gaz kromatografi cihazında oluşan apikal sızıntının analizi yapılmaktadır.

1.3.1.9. Boya Penetrasyon Tekniği

Organik boyaların, mikrosızıntının değerlendirilmesi için kullanımı en yaygın ve en eski metotlardan biridir. 1874'de King, sızıntı çalışmasında mavi mürekkep ve 1875'de Tomas kumaş mürekkebi kullanmışlardır. Bu metot restorasyon kenarları hariç, restore edilmemiş diş kısımlarının suya dayanıklı bir vernik ile kapatılmasından sonra dişin boya solusyonunda bekletilmesini kapsar. Belli bir süre sonra modeller yıkanır ve restorasyon ile diş dokusu arasında oluşan boya penetrasyonunun miktarına karar verebilmek için iki ya da daha fazla kesitlere ayrılır. Yayınlanan literatürler incelendiğinde kullanılan boyanın seçiminde geniş bir çeşitlilik olduğu görülür. Konsantrasyonları ise genellikle %0,5-%10 arasındadır (75). Modellerin solüsyonda bekletilme süresi 4-72 saat arasında ya da daha fazladır.

Diş dokusuna ve restoratif materyale bağlanma eğilimi gösteren boyalar, restorasyon ve kavite duvarları arasındaki boşluğu gerçekte olduğundan daha derin ve daha geniş gösterebilirler (139).

Boyaların partikül boyutlarının da mikrosızıntı sonuçlarını önemli oranda etkilediği bilinmektedir. Boya penetrasyon yönteminin avantajları (75) sulu solüsyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmalarıdır.

Son zamanlardaki pek çok sızıntı çalışması termal siklus uygulamalarını da kapsamaktadır. Bu işlem, oral kavitede meydana gelen ısı değişimlerine uygun olarak, *in vitro* koşullarda restorasyon ve dişin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılara maruz bırakılmasıdır (139, 142).

Çalışmalarda kullanılan ısılar 0°C-68°C arasındadır. Bu araştırmalarda yazarlar tarafından *in vivo* çalışmalarla belirlenen, sıcak-soğuk içeceklerin içilmesi sırasında diş yüzeyinde oluşan ısı ölçümleri temel alınmıştır. En çok tercih edilen maksimum ve minimum ısıların 5°C-55°C arasında olduğu bildirilmiştir. Araştırmalarda tercih edilen siklus sayısı ise 1-1.000 arasında değişmektedir (75, 151).

1.3.2. Bağlanma Dayanımı Testleri

Diş hekimliğinde bağlayıcı ajan sistemlerindeki hızlı gelişmeler nedeniye yeni geliştirilen materyallerin mine ve dentine bağlanmalarındaki etkinliklerin değeriendirilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Özellikle restoratif ve protetik tedavilerde materyallerin diş dokuları ile bağlandığı yüzeyler en önemli bölgelerdir. Bu nedenle klinik başarı ve başarısızlığın değeriendirilmesi, yeni materyallerin geliştirilebilmesi, diş dokularının tedavilere doğru bir şekilde hazırlanması, yapılan klinik uygulama hatalarının giderilmesi ve gereksinimlerinin belirlenebilmesi için bağlantı ara yüzeyinin değışik perspektiflerden incelenmesi gerekmektedir (108).

1955'te Buonocore'un mineyi asitle pürüzlendirmesi ve kimyasal sertleşen rezin bazlı kompozitlerle minenin bağlantısını sağlaması ile restoratif materyallerin diş dokuları ile bağlanma çalışmaları başlamış ve son yıllarda büyük hız kazanmıştır (17).

In vivo çalışmalarla elde edilecek sonuçlar, klinik protokollerin oluşturulmasında daha anlamlı olmasına rağmen, bu çalışmaların uzun zaman alması ve buna karşın laboratuvar deneylerinin çok kısa bir zamanda sonuca ulaşabilmesi ve her geçen gün piyasaya birçok yeni materyalin girmesiyle birçok çalışmada bağlantı testleri uygulanmaktadır.

Bağlanma dayanımı testleri içinde en çok makaslama (shear), gerilim (tensile), microgerilim (mikro-tensile) testleri kullanılmaktadır (2, 17). Temel olarak diş-restorasyon arasında oluşan gerilim paralel veya dik olmalarına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak tanımlanabilir (2, 17).

Çekme (gerilme) testi, bir çekme testinde yapışma bölgesi diş yüzeyine 90° açı ile yani dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Bu teste dikkat edilmesi gereken en önemli nokta örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan artifakt sonuçlar olabilir.

Makaslama testi; yapışma bölgesi diş yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Örnekler makine içinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır.

Diş dokusunun heterojen yapısı, yaşı, tipi, dişlerin deney öncesinde ve deney sırasındaki saklanma koşulları, mine ve dentin yüzey hazırlık farklılıkları, çalışma derinliği (özellikle dentindeki), termosiklus uygulanıp uygulanmadığı, bağlayıcı ajanların film kalınlığı, fiziksel/kimyasal dayanıklılıkları, araştırmacılar tarafından doğan farklılıklar, laboratuvar koşullarının farklılıkları gibi birçok faktör bağlanma dayanımı testlerinin sonuçlarını etkilemektedir. Bu nedenle de veriler arasındaki çeşitlilik sürpriz değildir.

Diş hekimliğinde bağlantı kuvveti testleri homojen olmayan (diş dokusu-materyal, materyal-materyal) örneklerle uygulanmaktadır. Oysa uygulanan tüm deney metodları homojen olduğu varsayılan materyaller için geliştirilmiştir. Bu yüzden homojen olmayan materyallerde (diş ile restoratif materyal arasında) bağlantı kuvveti çalışmalarında bazı temel faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir (2):

1. Deney için hazırlanan dişlerin olabildiğince birbirine benzer anatomik yapı ve büyüklükte olması.
2. Deney için seçilecek diş dokularının diş üzerinde seçileceği bölgelerin olabildiğince birbirine benzer olması.
3. Diş dokularının deneysel kimyasallarla muameleleri sırasında ve bağlayıcı ajan sistemlerinin uygulanmalarında ISO standartlarına ve materyallerin uygulama kılavuzlarına uyulması.
4. Hazırlanan örneklerin bağlantı kuvveti deneyi zamanına kadar uygun şekilde saklanması.
5. Örnek bloklarının kopartma cihazlarının gerekliliklerine uygun şekilde hazırlanması.
6. Seçilecek kafa hızlarının ISO standartlarının öngördüğü aralıklarda olması (0,45-1,05 mm/dk).
7. Elde edilen kopma kuvveti değerleri birim alana göre belirlendikten sonra istatistiksel değerlendirmelerinin yapılması.
8. Deney planlaması ve sisteminin yaratacağı hataları giderebilmek için gruptaki örnek sayılarının yüksek tutulması.

Yapılan tüm *in vitro* deneyler her ne kadar standardize edilmiş olursa olsun, materyal ve bağlayıcı ajan sistemlerinin klinik başarılarının anlaşılabilmesi için yapılan çalışmaların sonuçlarının kesinlikle yapılan diğer *in vitro* ve *in vivo* çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılabilmeleri ve uyum göstermesi gerekmektedir (54, 151).

2. BÖLÜM

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda dört farklı gruptan sekiz adet adeziv sistem kullanılmıştır. Bunlardan tek aşamalı self -etch grubunda G-BOND, X@no V, Clearfil S³BOND; iki aşamalı self- etch grubunda Clearfil SE BOND ve AdheSE, iki aşamalı Total Etch grubunda Adper Single Bond 2 ve Tetric N-Bond ve son olarak geleneksel üç aşamalı total etch grubundan Scotchbond Multi -Purpose çalışmamıza dahil edilmiştir.

Bu sekiz adet adeziv sistemin laboratuvar performanslarını değerlendirmek amacıyla mikrosızıntı ve bağlanma dayanım testleri uygulanmıştır.

2.1. Mikrosızıntı Testi

Bu çalışmada çürüksüz, restorasyonsuz ve yeni çekilmiş 80 adet insan molar dişi kullanıldı. Üzerindeki debris ve yumuşak doku artıkları uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve profilaksi lastiği kullanılarak dişler temizlendi. Kaviteler hazırlanıncaya kadar dişler oda sıcaklığında %0,01'lik timol solüsyonu içinde bekletildi.

2.1.1. Örneklerin Hazırlanışı

Her dişin buccal ve lingual yüzeylerine su soğutması altında elmas frezle black V kaviteler açıldı. Boyutları ocluzo-gingival genişliği 2 mm mesio-

distal genişliği 3 mm ve derinliği 1.5 mm olacak şekilde hazırlandı. Gingival kenarları mine-sement sınırının 1 mm altında olacak şekilde hazırlanan dişler rastgele 8 farklı gruba (n=10) ayrıldı. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı.

2.1.2. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Aşağıda uygulama şekilleri verilen bütün adeziv sistemler üretici firmaların önerileri doğrultusunda kavitelere uygulandı.



Resim 2.1. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler.

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin direkt restorasyonlar için ayrıntılı uygulama prosedürü.

Adeziv Sistem	Uygulama Prosedürü
G-Bond	• Dentin yüzeyine bonding rezin uygulandıktan sonra 10 sn bekleme • Maksimum hava basıncı ile kurutma • Bonding rezinin 10 sn. ışık ile polimerizasyonu
X@no V	• Dentin yüzeyine uniform şekilde bonding rezinin uygulanması ardından 20 sn. bekleme • 5 sn. süreyle hava basıncı ile çözücünün uzaklaştırılması • Bonding rezinin 20 sn ışık ile polimerizasyonu
Clearfil S³ Bond	• Dentin yüzeyine bonding rezinin 20 sn uygulanması • 5 sn.'den az olmamak üzere yüksek hava basıncı ile kurutma • Bonding rezinin 10 sn ışık ile polimerizasyonu
Clearfil SE Bond	• Dentin yüzeyine tek kullanımlık fırçalar ile primer'in 20 sn. uygulanması • Uçucu içeriğin uzaklaştırılması için orta şiddette hava ile kurutma • Bütün yüzeye bonding rezinin uygulanması • Bonding rezinin 10 sn ışık ile polimerizasyonu
AdheSE	• Dentin yüzeyine primer uygulandıktan sonra 15 sn. bekleme • Maksimum hava basıncı ile kurutma • Bütün yüzeye bonding rezinin uygulanması • Bonding rezinin 10 sn ışık ile polimerizasyonu
Tetric N-Bond	• Dentin yüzeyine 30 sn süre ile % 37'lik fosforik asid uygulanması • Kaviterlerin yıkanıp hafif nemli kalacak şekilde kurutulması • Bütün yüzeye bonding rezinin uygulanması • Bonding rezinin 10 sn ışık ile polimerizasyonu
Adper Single Bond 2	• Dentin yüzeyine 20 sn. süre ile %35'lik fosforik asid uygulanması • 10 sn süre ile yıkanıp sünger peletlerle fazla suyu alınarak yüzeyin nemli kalması sağlanıp, kurutulması • Adeziv rezinin 15 sn süre ile 2-3 kat uygulanması • Adeziv rezinin hava ile inceltildikten sonra 10 sn süre ışık ile polimerizasyonu
Scotchbond Multi-Purpose	• Dentin yüzeyine 15 sn. süre ile %35'lik fosforik asid uygulanması • 10 sn süre ile yıkanıp hava ile kurutulması • Bütün yüzeye primer uygulanması ve 5 sn süre ile kurutulması • Bağlayıcı ajanın tüm yüzeye uygulanması • 10 sn süre ışık ile polimerizasyonu

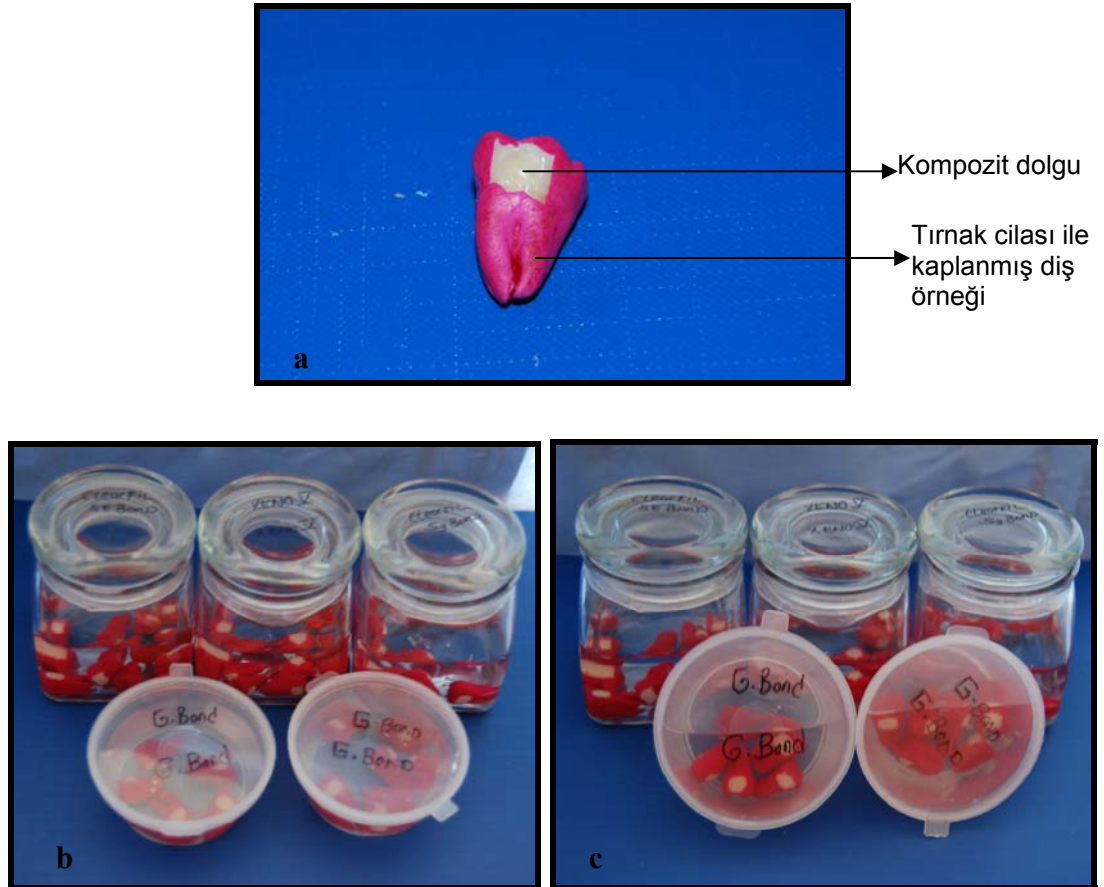
Adeziv sistemleri uygulanmış tüm örneklere Filtek™ Z250 (3M ESPE) kompozit rezin yerleştirildi. Ardından 20 saniye süre ile LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Çalışmamızda kompozitin A3,5 rengi kullanılmıştır. Tüm gruplardaki restorasyonlar tamamlandıktan sonra ince grenli elmas bitirme frezleri ve sof-lex disklerle (3M ESPE USA) düzeltme ve cila işlemleri yapıldı.

Dişler 24 saat süre ile 37°C'deki etüvde bekletildikten sonra termal siklus cihazında (Nova, Türkiye) 1000 kez $5\pm2^{\circ}\text{C}$ ile $55\pm2^{\circ}\text{C}$ dereceleri arasında her bir su banyosunda 30 saniye bekleyecek şekilde termal siklus uygulandı.



Resim 2.2. Termal siklus cihazı (E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi, İzmir)

Termal siklustan alınan dişler restorasyon kenarından 1 mm uzakta kalacak şekilde iki kat tırnak cilası ile kaplandı. Dişlerin apeksleri ise mum ile kapatıldı. Bu işlemlerden sonra örnekler %0,5'lik bazik fuksin solüsyonu içinde 24 saat süreyle 37°C'de etüvde bekletildi. Daha sonra tüm dişler akan su altında yıkandı ve elmas separe yardımıyla su soğutması altında fasio-lingual/palatinal yönde uzunlamasına ikiye ayrıldı. Kesit yüzeyleri 40xbüyütmede stereomikroskopta 3 farklı araştırmacı tarafından incelendi. Diş ile restorasyon arayüzeyindeki boya penetrasyonu doğrusal bir planda aşağıda tabloda belirtilen şekilde skorlandı (36).



Resim 2.3 a,b,c. Mikrosızıntı testi için hazırlanan diş örnekleri

Tablo 2.2. Boya penetrasyon derecesi için kullanılan skorlar.

Okluzal bölgede		Gingival bölgede	
0	Hiç sızıntı yok	0	Hiç sızıntı yok
1	Sızıntı sadece kavite derinliğinin ½'si veya daha azı ile sınırlı	1	Sızıntı tabanın sadece ½'sini içermekte
2	Sızıntı kavite derinliğinin ½'sinden fazlasını içermekte	2	Kavite tabanını içeren sızıntı
3	Sızıntı kavite tabanının ½'sini içermekte	3	Aksiyal duvarın ½'sini içeren sızıntı
4	Sızıntı pulpal duvarda kavite tabanına yayılmış	4	Aksiyal duvarın ½'sinden fazlasını içeren sızıntı

2.2. Makaslama Bağ Dayanım Testi

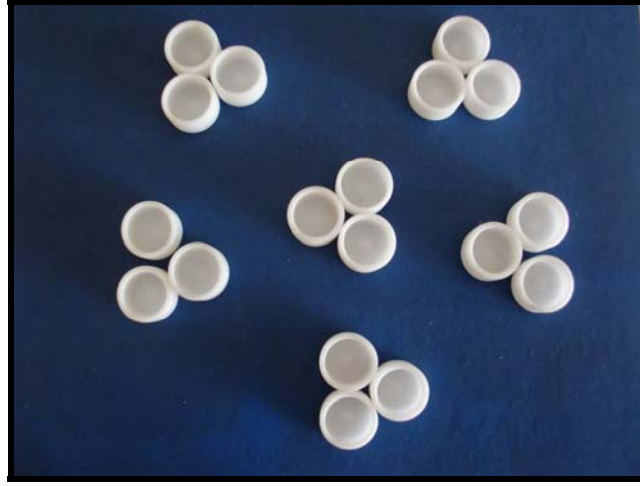
Çalışmamızda adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için makaslama (shear) test yöntemi seçilmiştir. Bu amaçla toplam olarak 80 tane çürüksüz, restorasyonsuz, yeni çekilmiş alt 3. molar dişler kullanıldı. Dişler çekildikten sonra dentin yapılarının bozulmaması için distile su içerisinde bekletildi.

2.2.1. Diş Yüzeylerin Hazırlanması

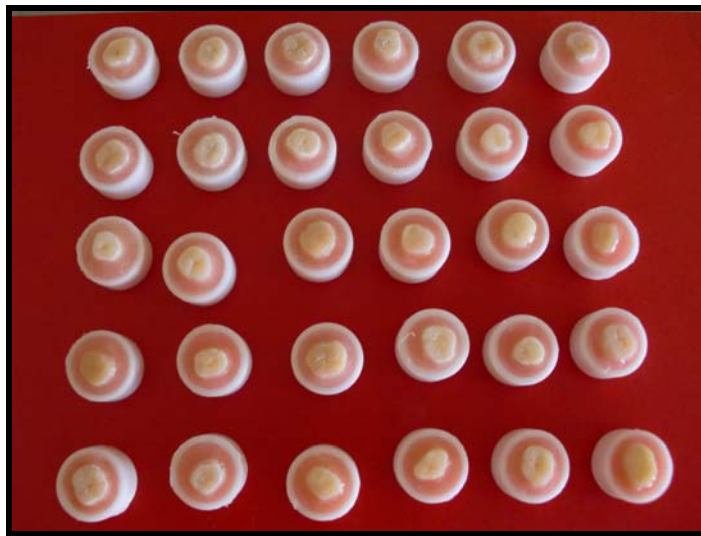
Orta koronal dentini açığa çıkarıp düz dentin yüzeylerini sağlamak için dişlerin mine dokusu okluzal yüzlerine paralel olacak şekilde su soğutması altında elmas frezle uzaklaştırıldı. Düzgün ve homojen bir dentin yüzeyi elde etmek için sırayla 600, 800, 1200 grit zımpara kağıtlar sulu ortamda kullanıldı.

2.2.2. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Dişler dentin yüzeyi okluzal düzleme paralel olacak şekilde 2 cm çapında, 1 cm boyunda silindirik derlin materyalinden yapılmış kalıplara kökleri içinde kalacak şekilde soğuk akril yardımıyla yerleştirildi. Hazırlanan dişler rastgele sekiz gruba ayrıldı (n=10). Çalışmada kullanılan adezivlerin içeriği tablo 2.1’de verilmiştir. Uygulama yöntemleri mikrosızıntı deneyinde anlatıldığı gibidir. Tüm gruplardaki adezivler LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi (Monitex 131 ve Lex GT1200).



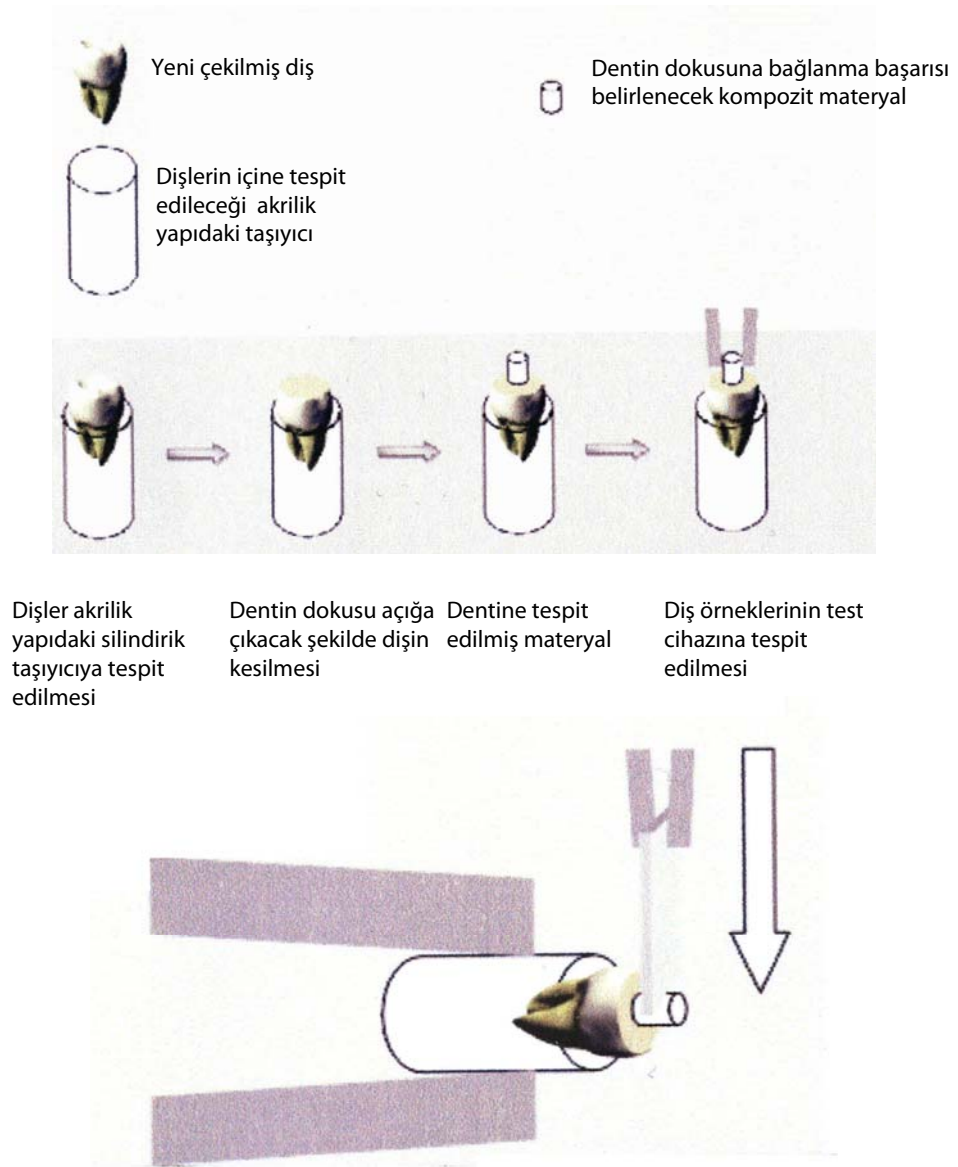
Resim 2.4. Derlin materyalinden hazırlanan kalıplar



Resim 2.5. Soğuk akrile gömülen diş örnekleri

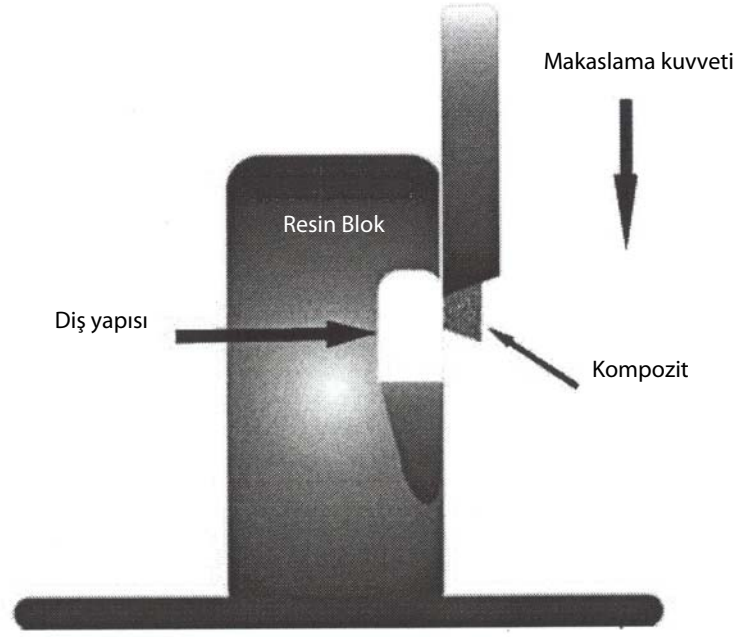
2.2.3. Makaslama Bağ Dayanım Testinin Uygulanması

Adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 4 mm, yüksekliği 6 mm, olan kalıplar içerisinde rezin kompozit (Filtek™ Z250, 3M, ESPE, Almanya) 2 mmlik tabakalar halinde yerleştirildi. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Kompozitin A3,5 rengi tüm örneklerde kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri aynı ışık kaynağı ile yapıldı.



Şekil 2.1. Makaslama testinin uygulanışı

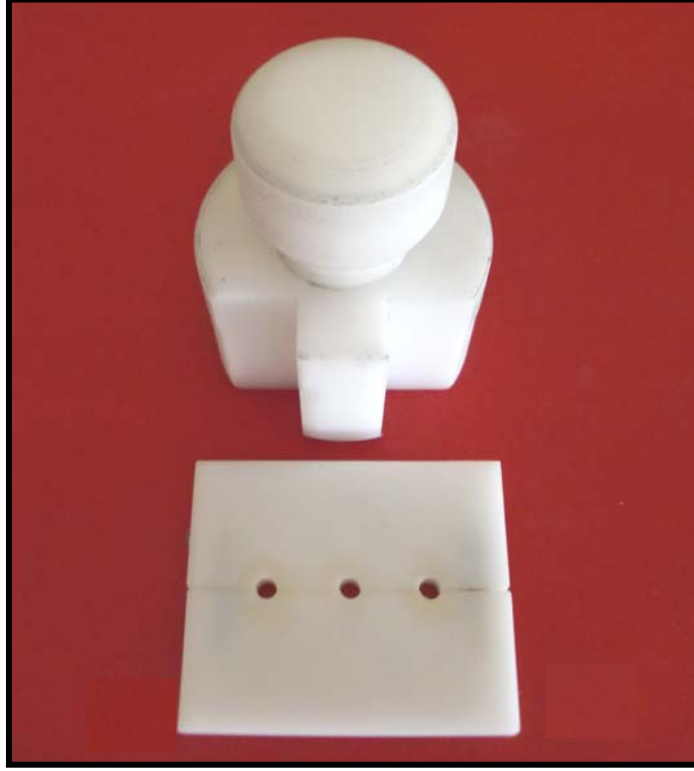
Hazırlanan tüm örnekler 24 saat boyunca %100 nemli ortamda 37°C'deki etüvde (NÜVE En400) bekletildi. Etüvden alınan örnekler özel olarak hazırlattığımız apereylere yerleştirilerek Üniversal test cihazına (Autograph AGS-J Shimadzu 5 kN) kondu ve örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Kompozitler 0,5 mm/dak. hızda makaslama kuvveti uygulanarak kırıldı.



Şekil 2.2. Makaslama Test Apereyi



Resim 2.6. Makaslama testinin uygulandığı düzenek



Resim 2.7. Üniversal test cihazı için hazırlanan aparey

Üniversal test cihazının üstündeki dijital göstergeden alınan ve yazıcı aracılığıyla kayıt edilen değerler Newton (N) cinsinden olup, daha sonra birim alana düşen yük miktarı, çevrim formülünden yararlanılarak MPa olarak elde edildi.

2.2.4. Kırılma Tip ve Miktarlarının Saptanması

Makaslama testi uygulanarak kompozitleri ayrılan diş stereomikroskopta x 20 büyütmede incelenerek kırılma tipleri belirlendi.

Kırılma tiplerinin belirlenmesinde (128, 145, 171):

- Adeziv kırık (hem dentin hem de kompozit rezini içerisine alan kırık),

- Koheziv dentin kırığı (sadece dentindeki kırık),
- Koheziv rezin kırığı (sadece kompozit rezini içerisine alan kırık),
- Miks kırık (kısmen adeziv ve kısmen koheziv)

sınıflaması kullanıldı.

Tablo 2.3. Çalışma için seçilen adeziv sistemler ve içerikleri

Adeziv Sistemler		İçerikleri	Üretici Firma
Tek aşamalı self etch adezivler	G-BOND	4-M etakriloksi etiltrimellitik asid Urethandimetakrilat (UDMA) (4-META) Phosphate monomer DMA component Fumed silica filler Photo initiatör Aseton / su	GC Corporation, AMERİKA
	X©no V	Bifunctional acrylate Asidic acrylate Acrylic asid Fonksiyonel fosforik asid esterleri Tersiyer bütanol İnisiyatör, stabilizer Su	Dentsply Detrey, Konstanz, GERMANY
	CLEARFİL™S3 BOND	10 metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) 2 hidroksietil metakrilat (HEMA) Bisfenol A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA) Koloidal silica Kamforokinon Ethanol, su	Kuraray, JAPAN

Tablo 2.3'ün devamı

Adeziv Sistemler	İçerikleri	Üretici Firma
İki aşamalı self etch adezivler	CLEARFİL™SE BOND Primer: 10 MDP HEMA Hidrofilik dimetakrilat dl-kamforokinon N, N-Dietanol-P-toluidin Su Bond: 10 MDP (BİS-GMA) HEMA Hidrofobik dimetakrilat dl-kamforokinon N, N-Dietanol-P-toluidin Sılanlanmış koloidal silika	Kuraray, JAPAN
	AdheSE Primer: Phosphoric acid acrilat dimetakrilat İnisiyatör Stabilizer, su Bond: HEMA Dimetakrilat Silikon dioksit İnisiyatör Stabilizer	Ivoclar Vivodent, Liechtenstein
İki aşamalı total etch adezivler	Tetric N-Bond Fosforik asit akrilat HEMA BİS-GMA Urethan dimetakrilat Etanol Stabilizer Kataliz, nanofiller	Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein
	Adper™ Single BOND 2 HEMA BİS-GMA Poliitakonik asit Ethanol DMAs Metakrilat fonksiyonel kopolimer of polyakrilik Fotoinisiyatör Nanofiller, su	3M, ESPE
Üç aşamalı total etch adezivler	Scotchbond Multi-Purpose Primer: HEMA Polialkenoik asid Kopolimer, su Bond: HEMA BİS-GMA Fotoinisiyatör Etchant: %35 fosforik Asit	3M, ESPE

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. Mikrosızıntı Testi Bulguları

8 grupta sızdırma düzeyleri Kruskal-Wallis Testi ile karşılaştırıldı.

Malzeme	N	Mean Rank
Ort. VO (vestibül-okluzal)		
X@no V	10	65,85
G-Bond	10	38,15
S ³ Bond	10	37,20
SE Bond	10	37,20
AdheSE	10	37,20
Adper Single Bond 2	10	33,50
Tetric N Bond	10	37,20
Scotchbond Multi-Purpose	10	37,70
Total	80	

Malzeme	N	Mean Rank
Ort. VG (vestibül-gingival)		
X@no V	10	57,50
G-Bond	10	49,70
S ³ Bond	10	36,10
SE Bond	10	35,10
AdheSE	10	32,00
Adper Single Bond 2	10	42,70
Tetric N Bond	10	38,20
Scotchbond Multi-Purpose	10	32,70
Total	80	

Malzeme	N	Mean Rank
Ort. PO (Palatinal-ocluzal)		
X@no V	10	59,10
G-Bond	10	50,50
S ³ Bond	10	34,50
SE Bond	10	38,20
AdheSE	10	34,50
Adper Single Bond 2	10	34,50
Tetric N Bond	10	34,50
Scotchbond Multi-Purpose	10	38,20
Total	80	

Malzeme	N	Mean Rank
Ort. PG (palatinal-gingival)		
X@no V	10	53,90
G-Bond	10	39,75
S ³ Bond	10	38,65
SE Bond	10	27,70
AdheSE	10	30,30
Adper Single Bond 2	10	41,25
Tetric N Bond	10	47,35
Scotchbond Multi-Purpose	10	45,10
Total	80	

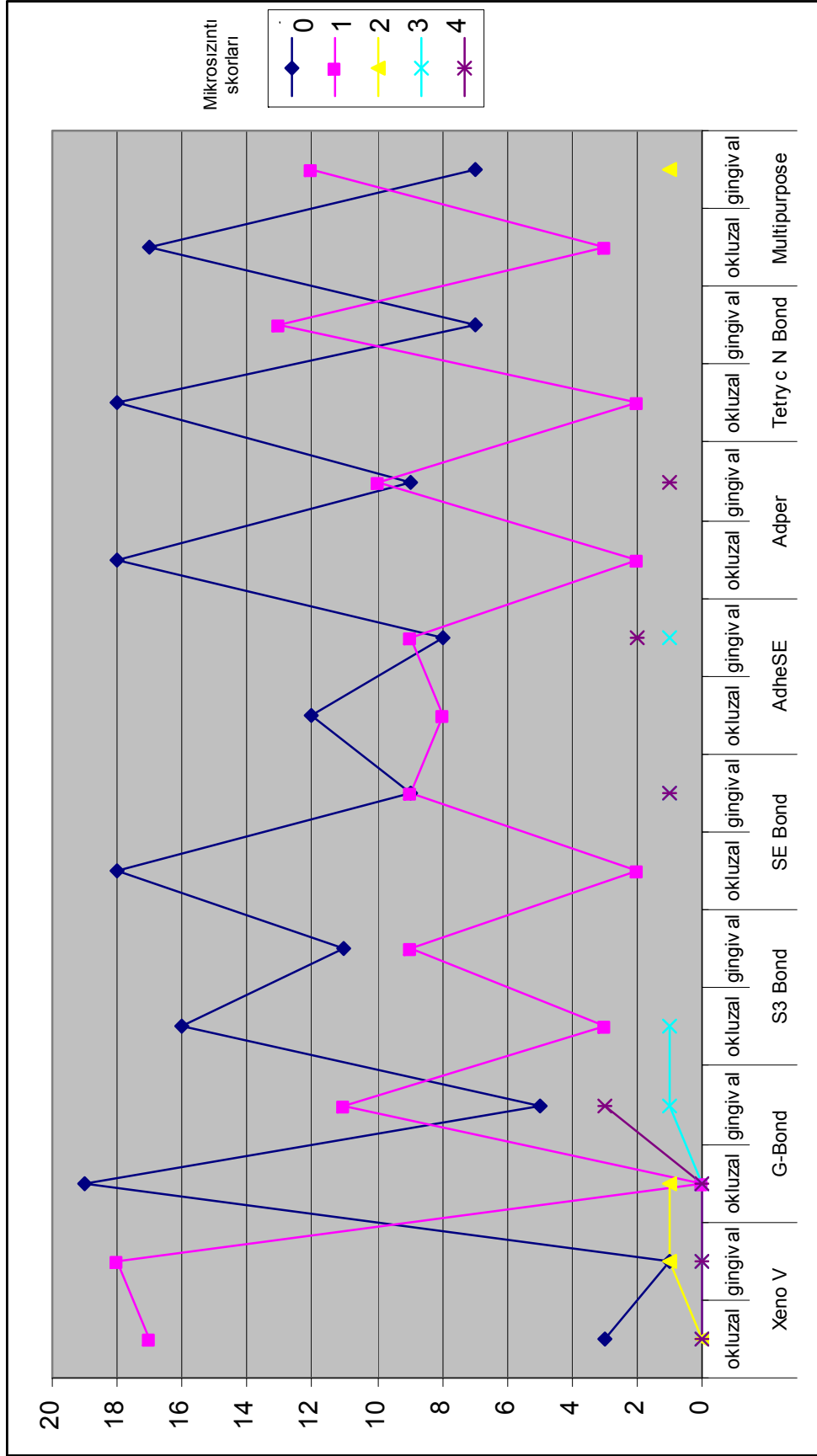
Çalışmamızda 8 grup arasında en fazla sızdıran tek aşamalı self etch olan X@no V oldu. Onu yine tek aşamalı self etch olan G Bond takip etti.

X@no V ve G Bond analizden çıkarılıp tekrar Kruskal Wallis Testi yapıldı ve kalan altı grup arasında fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Ayrıca grupların okluzal kavite kenarı ve gingival kavite kenarı için ayrı ayrı yapılan değerlendirmede; Xeno V, S³ Bond, SE Bond, Adhese gruplarına ait örnekler arasında her iki bölge için istatistiksel olarak fark olmadığı bulundu. Adper, Tetric N Bond, G Bond ve Scotchbond Multi-Purpose da her iki bölge için istatistiksel olarak fark anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Test edilen bütün adeziv sistemlerin kavite kenarlarındaki sızdırma miktarının okluzal kenara oranla anlamlı bir şekilde fazla olduğu görüldü ($p < 0,05$).

Tablo 3.1. Test edilen materyaller ile restore edilen kavite kenarlarının mikrosızıntı skorları

		Mikrosızıntı Skorları				
		0	1	2	3	4
Xeno V	okluzal	3	17	-	-	-
	gingival	1	18	1	-	-
G-Bond	okluzal	19	-	1	-	-
	gingival	5	11	-	1	3
S ³ -Bond	okluzal	16	3	-	1	-
	gingival	11	9	-	-	-
SE-Bond	okluzal	18	2	-	-	-
	gingival	9	9	-	1	1
AdheSE	okluzal	12	8	-	-	-
	gingival	8	9	-	1	2
Adper Single Bond 2	okluzal	18	2	-	-	-
	gingival	9	10	-	-	1
Tetric N Bond	okluzal	18	2	-	-	-
	gingival	7	13	-	-	-
Scotchbond Multi-Purpose	okluzal	17	3	-	-	-
	gingival	7	12	1	-	-



Grafik 3.1. Test edilen materyaller ile restore edilen kaviterlerin mikrosızıntı skorları



Resim 3.1. Adhese adeziv sistemde okluzal mikrosızıntı (SKOR 2)



Resim 3.2. Adper Single Bond 2 gingival sızıntı (SKOR 4)



Resim 3.3. G-Bond gingival sızıntı(SKOR 2)



Resim 3.4. X@no V okluzal ve gingival sızıntı (SKOR 4)



Resim 3.5. SE Bond sızıntı yok (SKOR 0)



Resim 3.6. Scotchbon Multi-Purpose gingival sızıntı (SKOR 1)



Resim 3.7. S³ Bond okluzal sızıntı (SKOR 2)



Resim 3.8. G Bond okluzal (SKOR 2) ve gingival sızıntı (SKOR 4)



Resim 3.9. Scotchbond Multi-Purpose gingival sızıntı (SKOR 2)



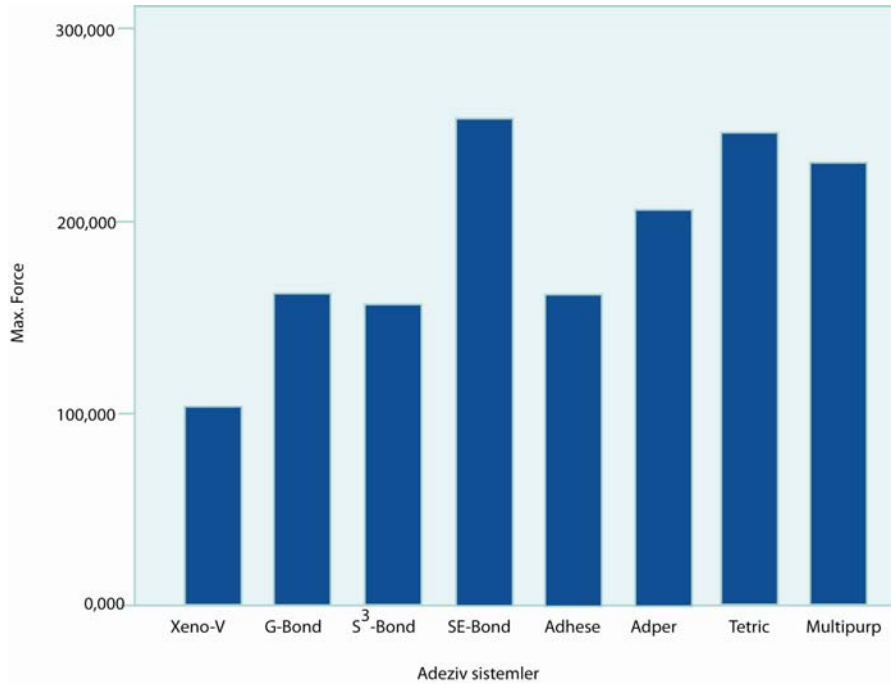
Resim 3.10. G-Bond gingival sızıntı (SKOR 4)

3.2. Makaslama Bağ Dayanım Testi Bulguları

Çalışmada kullanılan 8 farklı adeziv sistemin dentine bağlanma dayanım değerleri tablo 3.2’de görölmektedir.

Tablo 3.2. Grupların makaslama bağlanma dayanım testlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	N	Min (MPa)	Max (MPa)	Ort±standart sapma (MPa)
X@no V	10	5,65	10,61	7,87 ± 1,663
G-Bond	10	9,93	15,70	13,19 ± 2,098
S ³ Bond	10	9,91	1827	12,78 ± 2,602
SE Bond	10	15,83	24,08	20,82 ± 2,400
AdheSE	10	11,84	15,05	13,59 ± 1,262
Adper Single Bond 2	10	11,49	21,47	16,92 ± 3,171
Tetric N-Bond	10	16,98	25,93	20,32 ± 3,532
Scotchbond Multi-Purpose	10	15,31	20,45	18,45 ± 1,734



Grafik 3.2. Adeziv sistemlerde bağlanma dayanımı

Tek yönlü varyans analizi ile 8 farklı adeziv sistemin maximum stres değerleri karşılaştırılmıştır. Maximum stres için malzemeler arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$) (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Max Str için malzemeler arası fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$)

Max Str.	ANOVA				
	Sum of squares	df	Mean square	F	Sig.
Between groups	1094,520	7	156,360	26,709	,000
Within groups	327,841	56	5,854		
Total	1422,361	63			

Ayrıca her bir materyalde max stres değişkenlerinin normal dağılışa uyumları Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi ve verilerin normal dağılışa uyumlu olduğu belirlendi (Tablo 3.4).

Tablo 3.4. Shapiro-Wilk testi

Max. Str.	SHAPIRO-WILK		
	Statistik	df	Sig.
X@no V	,953	10	,736
G-Bond	,902	10	,304
S ³ Bond	,884	10	,204
SE Bond	,895	10	,260
Adhese	,899	10	,281
Adper Single Bond 2	,987	10	,989
Tetric N-Bond	,904	10	312
Scotchbond Multi-Purpose	,937	10	,583

Sadece Tetric N Bond, SE bond ve Scotchbond Multi-Purpose arasında ve Scotchbond Multi-Purpose ve Adper arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken diğer tüm ikili farklar anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tablo 3.5. Tukey Testi

Malzeme	N	Subset for alpha = ,05				
		1	2	3	4	5
Tukey HSD ^a						
X@no V	10	7,8689963				
S ³ -Bond	10		12,781375			
G-Bond	10		13,186743	13,186743		
Adhese	10		13,588000	13,588000		
Adper Single Bond 2	10			16,919925	16,919925	
Scotchbond Multi-Purpose	10				18,450325	18,450325
SE Bond	10				20,817750	20,817750
Tetric N-Bond	10					20,315475
Sig.		1,000	,998	,059	,113	,520

Gruplar kendi içlerinde değerlendirildiğinde:

Tek aşamalı Self Etch Grubunda

X@no V ile G-Bond ve S³ bond arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

İki aşamalı Self Etch Grubunda

Clearfil SE bond ile AdheSE arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

İki aşamalı Total Etch Grubunda

Adper Single Bond 2 ile Tetric N-Bond arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Son olarak geleneksel üç aşamalı Total Etch grubundaki Scotchbond Multi-Purpose ile Xeno V, G-Bond, S3 Bond ve AdheSE arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,05$).

Scotchbond Multi-Purpose ile SE Bond, Tetric N Bond ve Adper Single Bond 2 arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p \geq 0,05$).

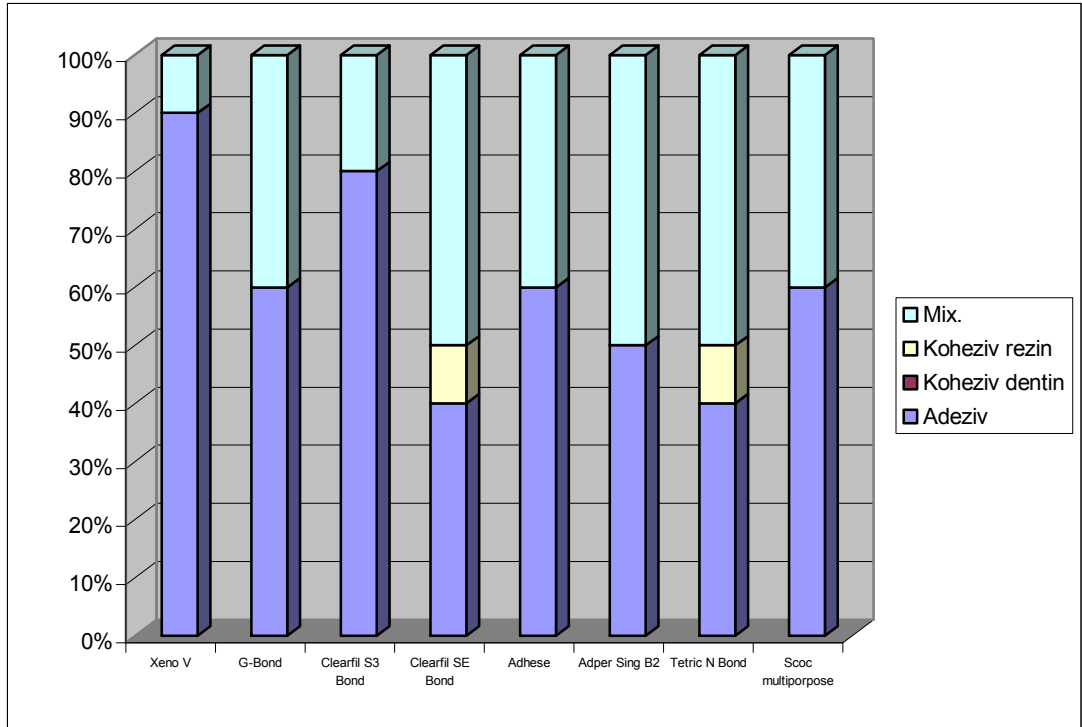
Self etch sistemlerden 2 aşamalı self etch olan Clearfil SE bond en yüksek bağlanma değerlerine sahipken tek aşamalı self etchler bütün grupları içerisinde en düşük bağlanma değerlerini vermiştir. Tek aşamalı self etch grubunda da en düşük değeri Xeno V göstermiş. Onu sırasıyla G Bond ve Clearfil S³ Bond izlemiştir.

Çalışmada birçok yayında da altın standart olarak gösterilen 3 aşamalı total etch sistem olan Scotchbond Multi-Purpose tek aşamalı self etchlerden oldukça yüksek bağlanma değeri verirken, Clearfil SE Bond ve Tetric N Bond'un bağlanma değerlerine ulaşamamıştır (Tablo 3.2).

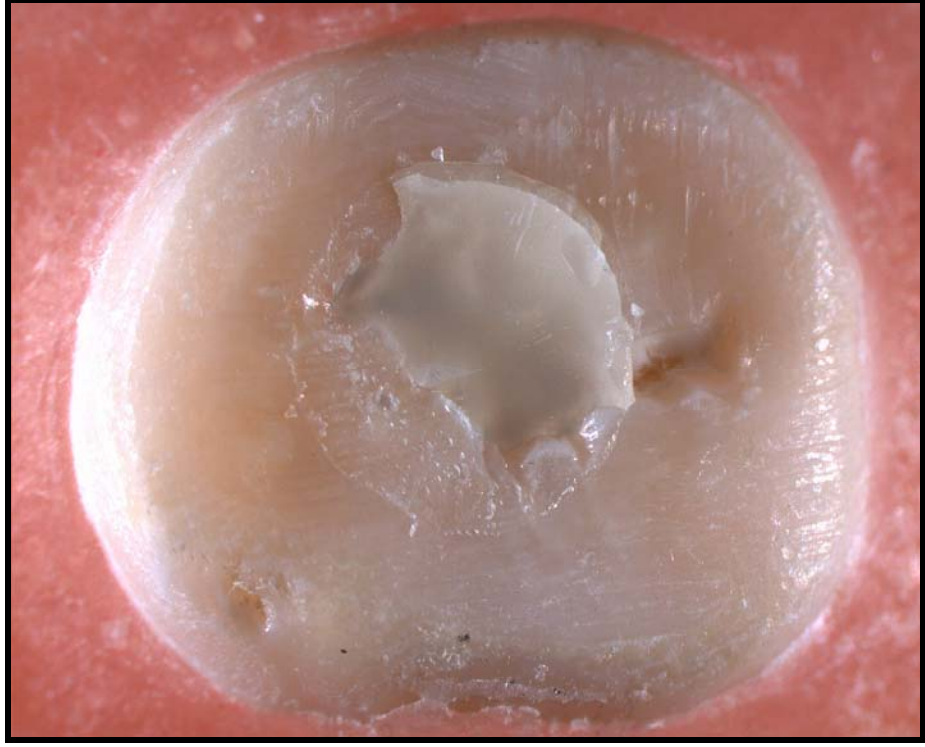
Kırık yüzeylere ait kırık tipleri (Tablo 3.6) görülmektedir. Kopan yüzeyler incelendiğinde tüm adeziv sistemlerde en çok görülen kırık adeziv tipte gözlemlendi, dentinde koheziv tipte kırık çok az tespit edildi.

Tablo 3.6. Kırılma tipleri

Gruplar	Kırılma Tipleri			
	Adeziv	Koheziv Dentin	Koheziv Rezin	Mix.
X@no V	9	-	-	1
G-Bond	6	-	-	4
Clearfil S ³ Bond	8	-	-	2
Clearfil SE Bond	4	-	1	5
Adhese	6	-	-	4
Adper Sing B2	5	-	-	5
Tetric N Bond	4	-	1	5
Scotchbond Multi-Purpose	6	-	-	4

**Grafik 3.3.** Adeziv sistemlerde görülen kırık tipleri

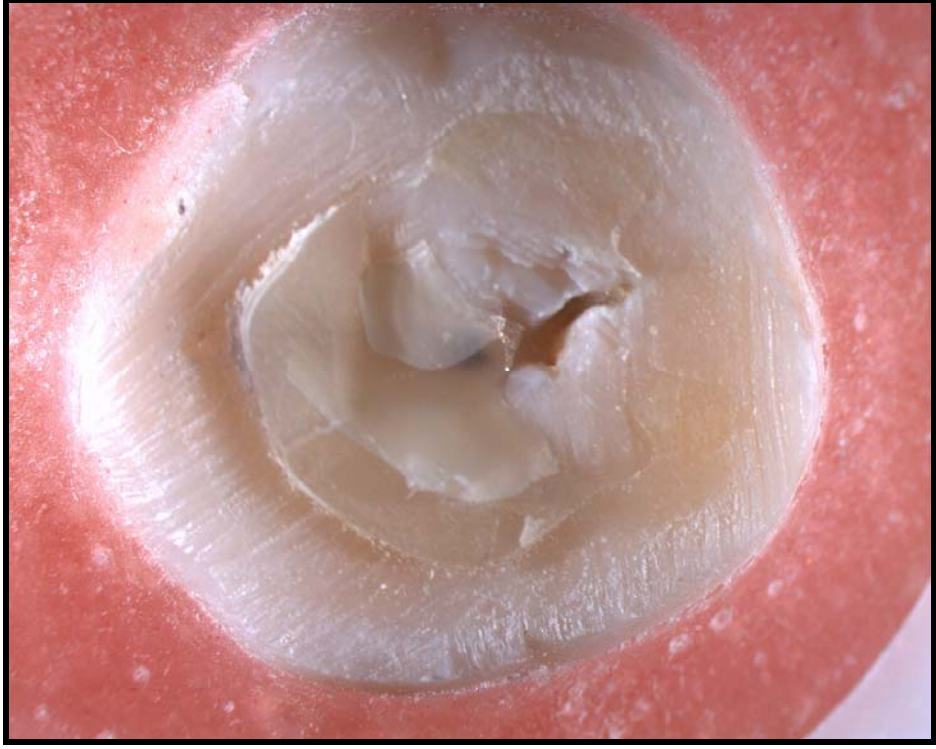
Stereo mikroskopta incelenen kırık tipi örnekleri



Resim 3.11. Miks kırık



Resim 3.12. Adeziv kırık



Resim 3.13. Adeziv kırık



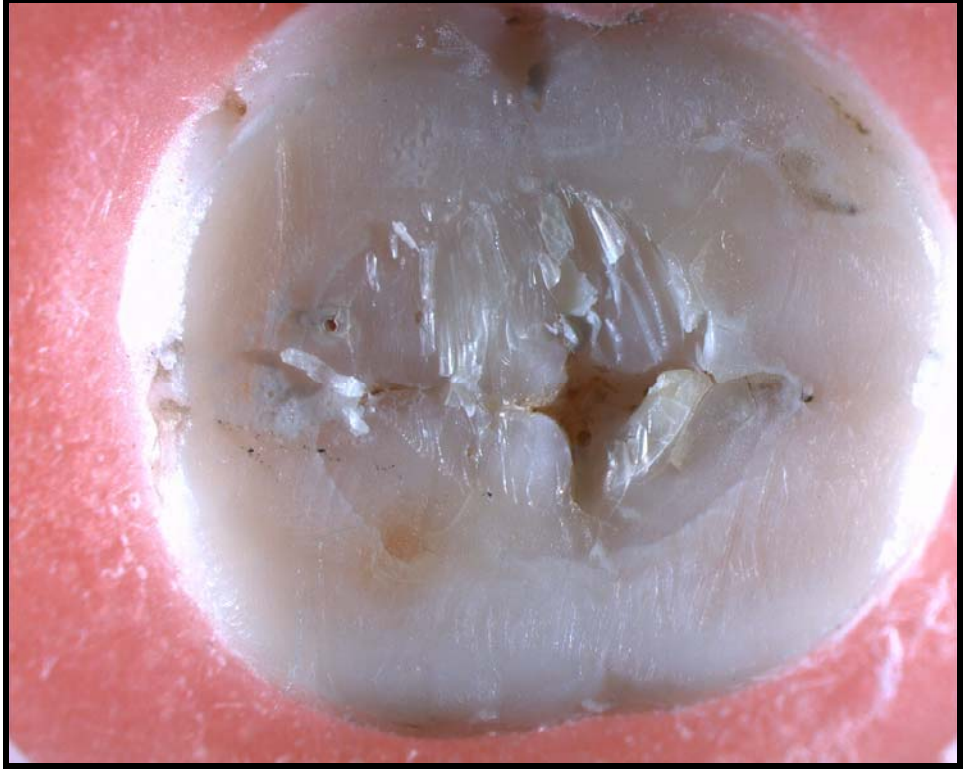
Resim 3.14. Miks kırık



Resim 3.15. Adeziv kırık



Resim 3.16. Adeziv kırık



Resim 3.17. Miks kırık



Resim 3.18. Koheziv rezin kırık

4. BÖLÜM

TARTIŞMA

4.1. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, kavite duvarı ve restoratif materyal arasındaki bakteri, likit, molekül ve iyonların geçişi olarak tanımlanır (7, 36, 42, 61, 80). Polimerizasyon büzülmesi, dentine bağlanma dayanımı, diş ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar, fonksiyonel okluzal kuvvetler restorasyon ile diş dokusu birleşim yüzeyinde aralık oluşturarak mikrosızıntıya yol açabilir. Uygulanan restoratif materyallerin veya adezivlerin başarısını sadece kenar sızıntısı belirlememektedir. Ancak, klinisyenlerin sıklıkla uyguladıkları ve popüleritesi her geçen gün artan kompozit rezinlerin en önemli sorunlarından biri olan mikrosızıntı, ikincil çürükler, renklenme ve pulpa harabiyeti gibi pek çok sorunun başlangıcını oluşturmaktadır.

Bu konuda restoratif materyallerdeki gelişmeler ve buna paralel olarak adeziv sistemlerdeki gelişmelerin mikrosızıntıyı engellemede etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak sızıntıyı tamamen engelleyen materyal ya da yöntem bulunmamaktadır (36, 80). Adeziv sistemlerle ilgili olarak; bağlanma dayanımı, ıslatma özellikleri, solventin yapısı, uygulama özellikleri, kompozit rezinlerde ise elastisite modülü, büzülme ve termal ekspansiyon katsayıları mikrosızıntının önlenmesinde önemli belirleyici etkenlerdendir.

Araştırmamızda, çalışmalarda yaygın olarak kullanılan ve nispeten kolay olan boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir. Modellerin boyada bekletilme sürelerinin 1 saat ile 72 saat arasında değiştiği, bunun mikrosızıntı çalışmalarını etkilemediği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da örnekler 24 saat boya solüsyonunda bekletilmiştir (151).

Ağız içerisinde restorasyonlar devamlı olarak sıcaklık ve pH gibi değişimlere maruz kalırlar. Termal stresler, diş dokusu ve restoratif materyalin termal ekspansiyon kat sayıları arasındaki farklılıklara bağlı olarak ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında mikrosızıntıya neden olabilirler. Mikrosızıntı testlerinden önce ağız içi şartları taklit etmek amacı ile hazırlanan örneklerle termal ve mekanik yük siklüsü uygulanabilir.

Türkün ve Ergücü (151) 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 tane in vitro sızıntı çalışmasını değerlendirdikleri literatür taramalarında termal siklüs için kullanılan minimum ve maximum ısı değerlerini %98,7 oranda 5-55°C ve en sık tercih edilen siklüs sayısının ise 250 ile 500 arasında olduğu belirtmişlerdir. %21,3 oranında ise 1000 – 1500 siklüs sayısı tercih edilmiştir.

Wahab ve ark.'ları (167) yaptıkları bir çalışmada termal siklüs(500siklüs) sonrası mine ve dentin kenarlarında mikrosızıntının önemli derecede arttığını göstermişlerdir.

Bedran-de-Castro ve ark.'ları ise (10) termal ve mekanik siklüsün mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkilerini

değerlendirmek amacı ile yaptıkları çalışmalarında, termal siklüs, mekanik siklüs ve bunların kombinasyonlarının makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine önemli bir etkisinin olmadığını bulmuşlardır. Bu farklı sonuçların uygulanan test materyali ve uygulanan kavite dizaynı ile ilgili olduğu iddia edilmektedir (10).

Biz çalışmamızda mikrosızıntı testi öncesinde örneklerle 5-55°C'de 1000 kez termal siklüs uyguladık (149, 151).

Servikal bölgede tübüllerin kavite preparasyonuna paralel uzanması nedeni ile geleneksel rezin tag oluşumu zordur. Bu nedenle mikrosızıntı çalışmamızda, restorasyonun servikal marjininin, bağlanma için kritik bir bölge olan mine-sement bileşiminin 1 mm altında bitirilmesi tercih edilmiştir.

Veriler değerlendirildiğinde 8 farklı adeziv sistem içinde en yüksek mikrosızıntı değeri tek aşamalı self-etch olan Xeno V grubunda bulunmuştur.

Onu yine tek aşamalı self-etch adeziv olan G-bond takip etmiştir. Diğer 6 grup arasında fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken genel olarak tek basamaklı adeziv sistemlerde daha yüksek mikrosızıntı değerleri gözlenmiştir.

Tek basamaklı self-etch sistemlerin hidrofilik yapıları nedeniyle geçirgen bir membran gibi davranmaları, polimerizasyon sonrası önemli ölçüde su absorbe etmeleri, yüksek asiditeleri nedeniyle kompozit rezinlerin

polimerizasyonunu engellemeleri, yüksek mikrosızıntı değerlerinin nedenleri olarak sıralanabilir.

Yapılan araştırmalarda 2 basamaklı self etch adezivlerde, etch & rinze adeziv sistemlerle kıyaslanabilir düzeyde başarılı sonuçlara ulaşılırken tek basamaklı sistemler genel olarak başarısız bulunmuştur.

Gagliardi ve Avelar (48) çeşitli bonding ajanların mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında (single Bond, Prime 8 Bond NT, Excite, Durafil Bond, Etch 8 Prime 3,0, Prompt L-Pop, Vitremer) self etching adezivler ile tek şişe adezivler arasında Durafil Bond'un dışında önemli bir farklılık bulamamışlardır.

İnce ve arkadaşları (68) 3 farklı adeziv sistemin mikrosızıntılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, okluzal ve gingivalde total etch (Prime 8 Bond NT) adeziv sistem, mikrosızıntıyı azaltmada diğer 2 self-etching (Xenov,G-Bond) adeziv sistemlerle kıyaslandığında daha başarılı bulunmuştur. Bu da bizim sonuçlarımızı desteklemektedir.

Cardose ve Sadek (25), farklı adeziv sistemleri kullandığı çalışmalarında en düşük mikrosızıntı miktarını Clearfil SE bond sisteminde bulduklarını bildirirken yine Hubbezoğlu ve ark. (61) yaptığı çalışma da benzer sonuçlar vermiştir.

Bizim çalışmamızda da 2 basamaklı self etch Adeziv sistem olan Clearfil SE Bond ve AdheSE daha düşük sızıntı skorları vermiştir. AdheSE'in daha az mikrosızıntı göstermesinin nedeni, orta kuvvette asidik primere sahip olmasına, bununla birlikte içerisindeki metakrilat miktarının azaltılmış

olmasına bağlanabilir. Böylelikle bu adeziv sistem hidrolize karşı daha dirençli bir yapı oluşturmaktadır.

Clearfil SE bond adeziv sisteminin çalışmamızdaki diğer adeziv sistemlerden daha az sızıntı miktarı göstermesi ise orta kuvvette self etching primere sahip olmasının yanı sıra içerdği monomerlerin karboksil ve fosfat gruplarının rezidüel hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanmasından kaynaklanmış olabilir.

Ayrıca grupların okluzal kavite kenarı ve gingival kavite kenarı için yapılan değerlendirmeler de Xeno V, S³ Bond, SE Bond, AdheSE gruplarına ait örnekler arasında her 2 bölge için istatistiksel olarak fark bulunmazken Adper, Tetric N Bond, G Bond ve Scotchbond Multi -Purpose da her 2 bölge için istatistiksel olarak fark anlamı bulundu ($p < 0,05$). Gingival kenardaki sızıntı okluzal sızıntıya göre önemli derecede daha yüksek bulunmuştur.

Yapılan birçok çalışma bu bulguyu desteklemektedir (7, 28, 120, 165). Dentin ve kompozitin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılığa göre daha fazla olması gingival kenardaki yüksek sızıntı miktarının nedeni olabilir.

Dentin tübüllerinin yönü de bağlanmada önemlidir. Gingivalde bağlantı yüzeyine paralel uzanması kaliteli bir hybrit tabakasını oluşmasını engelleyerek gingivaldeki sızıntı miktarını artırıyor olabilir.

4.2. Bağlanma Dayanımı

Günümüzde diş hekimlerinin hizmetine sunulan çok çeşitli adeziv sistemler vardır. Onların başarılarının, *in vivo* testlerle değerlendirilmesi çok zaman aldığından bu materyallerin bağlanma dayanıklılığı ölçümü ve mikrosızıntı çalışmaları gibi laboratuvar testleri ile *in vitro* olarak değerlendirilmesi kaçınılmazdır. Restoratif sistemlerin performansını değerlendirmek için kullanılan laboratuvar testlerinin başlıca ikisi, örtüleme yeteneği ve bağlanma dayanımı testleridir.

Kavite duvarı ve restorasyon ara yüzeyinde oluşan stresler genellikle kompleks olmakla birlikte esas olarak makaslama ve gerilme stresleridir. Bu nedenle de makaslama ve gerilme stresleri çalışmalarda sıklıkla kullanılırlar. Makaslama bağlanma dayanımı testi, materyallerin farklı diş dokularına bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde geçerli olarak kullanılan güvenilir bir test metodudur.

Makaslama testi, dental adezivlerin özelliklerinin değerlendirilmesinde de sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Cardoso ve ark.'ları (25), yaptıkları çalışmada dentin adezivlerin bağlanma direncini, mikrogerilim, makaslama, çekme testiyle değerlendirmiş ve her 3 testte de adezivlerin bağlanma direncini aynı sıralamayla belirlemiştir. Bizim çalışmamızda da bağlanma kuvvetini belirlemede etkili bir yöntem olan makaslama testi kullanıldı.

Dentin yapısı ve kimyasal içeriği nedeni ile adeziv sistemlerle mineye bağlanmada elde edilen klinik başarı henüz dentinde sağlanamamıştır.

Tübüler yapısı, smear tabakası, dentinal sıvı akışı nedeni ile dentine bağlanma tamamen farklıdır ve teknik olarak oldukça hassasiyet gerektirir (8, 32).

Kullanılan dişlerin yapısal özellikleri, test metodu, test öncesi bekletme koşulları, materyalin kalitesi ve uygulama şekli bağlanma dayanımının sonuçlarını etkileyen önemli faktörlerdendir.

Diş çekiminden sonra dentinde değişiklikler meydana geldiği, bu nedenle de test zamanına kadar dişlerin solüsyonlar içinde saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaca uygun olarak kullanılabilecek formalin, timol, etanol, serum fizyolojik, distile su gibi pek çok farklı solüsyon önerilmiştir. Birçok çalışmada dişler distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu araştırmada da dişlerin kullanılacağı zamana kadar distile su içerisinde bekletilmesi tercih edilmiştir (2, 144).

Bağlanma dayanımı çalışmaları genellikle örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra yapılmaktadır. Örneklerin aktivasyonundan 24 saat sonra yapılan testlerin bağlanma dayanımı verileri, hemen sonra yapılan testlere göre daha yüksek bulunmuştur. Yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi bizim araştırmamızda da test öncesi örnekler 24 saat nemli ortamda bekletilmiştir (2, 15).

Çalışmamızda 8 farklı adeziv sistem kullanılarak dentine bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Self etch sistemlerden iki aşamalı self etch olan Clearfil SE Bond en yüksek bağlanma değerlerine sahipken tek aşamalı self- etchler bütün gruplar içerisinde en düşük bağlanma değerlerini vermiştir.

Dentinin doğru şekilde demineralize olması, rezinin uniform şekilde dokuyu ıslatması ve sertleşmiş adeziv rezinin yeterli mekanik direnç göstermesi; yüksek kalitede rezin/dentin arayüzü oluşturmak ve iyi bir dentin bağlantısı yaratmak için gerekli özelliklerdir. İki aşamalı total etch ve self etch sistemlerde primer ve bağlayıcı ajan ayrı ayrı basamaklar halinde uygulanmaktadır. Basitleştirilmiş tek aşamalı self-etching sistemler, hem hidrofilik hem de hidrofobik işlemleri aynı anda gerçekleştirmek zamandan kazanmak, işlemleri kolaylaştırmak ve uygulayıcı hatalarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Bu adeziv sistemler kompozit ve dentin yüzeyi arasında devamlı bir tabaka oluşturmakta ve demineralizasyonu takiben rezin monomer infiltrasyonu ardı ardına olmaktadır.

Ancak tek aşamalı sistemler, iki aşamalı self etching sistemlere göre çok daha asidik ve hidrofiliktir (164). Tek aşamalı self etching sistemlerde suyun bulunması, asidik monomerlerin smear tabakasını yeterince çözebilmesi ve dentini demineralize edebilmesi için vazgeçilmezdir. Buna karşın, bağlayıcı kısımda hidrofobik monomerler bulunması gerektiğinden ve monomer ile solventin kimyasal birleşimi çok zor olduğundan homojen bir solüsyon halinde bulunamazlar ve genellikle birbirinden ayrılma eğilimindedirler (34-164). Bu sebeple bu grup adezivlerin çoğunda, solüsyonu homojen halde tutmak için aseton gibi uçucu çözücüler bulunmakta, ama buna karşın piyasadaki birçok tek şişe sistemde faz separasyonu görülmektedir. Bu seperasyon neticesinde hibrit tabakasının içinde su damlacıkları ve kabarcıklar (blister) oluşmaktadır. Bu da düşük bağlanma direncine, mikrosızıntıya ve renklenmeye sebep olmaktadır (43).

Yapılan klinik çalışmalarda bu adezivlerin geleneksel çok aşamalı sistemlerin başarısını yakalayamadığı görülmektedir De Munck ve ark.'ları (33) da yaptıkları çalışmalarında tek aşamalı sistemlerin erken dönemde yüksek bağlantı değerleri elde edilse de zamanla bağlanma etkinliklerinin azaldığını bildirmişlerdir. Peumans ve ark.'ları (118), 1998-2004 yılları arasında yapılan klinik çalışmaları incelemişler, 3 aşamalı total etch ve 2 aşamalı self etchlerin klinik başarılarının yüksek ve birbirine yakın olduğu tespit edilirken en kötü sonuçlar tek aşamalı self etchlerde bildirilmiştir.

Yoldaş ve ark.'ları (172) üç self-etching ve bir total/etch sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak amacı ile yaptıkları çalışmalarında self etch sistemler arasında (Clearfil SE Bond, iBond, Xeno III) istatistiksel olarak önemli bir farklılık olmamakla birlikte en yüksek bağlanma dayanımını Clearfil SE Bond'un gösterdiğini bildirmişlerdir.

Goracci ve ark.'ları (50) bir total-etch adeziv sistem (excite) ve üç tane self etching adeziv sistemlerinin (Adper Prompt-L-Pop, Xeno CFII, Adhese) mine ve dentine olan bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak önemli farklılıklar gösterdiklerini ve doldurucu partiküller içeren AdheSE sistemin self-etch adeziv sistemler arasında hem mine hemde dentinde kabul edilebilir bir performans gösterdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu bulguların aksine adhese, düşük sayılabilecek bağlantı değerleri vermiştir.

Hubbezoğlu ve ark.'ları (62) çalışmalarında kullandıkları adeziv sistemler arasında (Train™ SPE&One Step, Adhese, iBond, Xeno III, Clearfil SE Bond) dentine en yüksek micro-gerilim bağlanma dayanımını SE Bond ve AdheSE sistemlerinin gösterdiğini bildirmişlerdir.

Atash ve Abbeele (5) yaptıkları bir çalışmada Clearfil SE Bond, Adper Prompt L Pop, Optibond Solo Plus Self Etch, AdheSE, Xeno III, Scotch Bond 1, Etch & Prime 3.0 ve iBond adeziv sistemlerinin sığır süt dişlerinde mine ve dentine olan makaslama ve gerilme bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak SE Bond'un mine ve dentinde daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Şengül ve ark.'ları (102) yaptıkları çalışmalarında iki basamaklı self-etch adezivlerin dentine makaslama dayanımlarını karşılaştırmışlar, benzer asiditeye sahip adezivler kullanmalarına rağmen farklı sonuçlar elde etmişlerdir. Bu durumun dentinde demineralizasyon yapan ve dentin yapıları ile bağlantı oluşturan farklı asidik monomerlerden kaynaklandığı sonucuna varmışlardır.

Bizim çalışmamızda da en yüksek bağlanma dayanımı 2 aşamalı self etch olan Clearfil SE Bond'ta saptanmıştır. Nemli diş yüzeyinin ıslaklığını sağladığı düşünülen, yüksek oranda hidrofilik 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) monomer içermesi nedeniyle Clearfil SE Bond yüksek bağlanma dayanımı göstermiş olabilir Clearfil SE Bond orta kuvvette self etching primere sahiptir (pH=1,9) ve birçok çalışmada normal

dentinde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Teorik olarak kollagen fibril ağlarının açığa çıkması ile monomer infiltrasyonunun aynı anda olması yeterli bir tutuculuk ve yeterli bir tıkama yapabilir Clearfil SE Bond monomerlerin karboksil ve fosfat grupları rezidüel hidroksiapatit ile kimyasal olarak bağlanabilmektedir. Bu sayede yüksek bağlanma dayanım değeri gösterebilir (62). Ayrıca Clearfil SE Bond doldurucu partiküller içerir, bu yüzden daha visközdür ve oluşturduğu adeziv tabakası daha kalındır. Bu durum polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresleri kompanse ederek dağıtabilmesini sağlar.

Cardoso ve ark.'ları (17) Clearfil SE Bond ve Excite adeziv sistemlerinin mine ve dentine olan bağlanma dayanımlarını micro-gerilim testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında adeziv sistemlerin farklı dokulardaki bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Minede Excite, dentinde ise SE Bond daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Son yıllarda klinik uygulamayı kolaylaştırmak için etch and rinse adeziv sistemler üç yerine 2 aşamalı olarak uygulanmaktadır. Bu sistemlerde asit uygulama aşaması ayrı olup primer ve adeziv tek bir şişede toplanmıştır. Tek ve 2 aşamalı olarak uygulanan self-etch adeziv sistemlerde ise asit ve primer etkisi mine ve dentin dokusunda aynı anda oluşur ayrı bir asit uygulama aşaması yoktur.

Etch and rinse adeziv sistemlerde uygulanan asit dentin dokusunda peritübüler dentini ortadan kaldırarak intertübüler dentinin dekalsifiye

olmasını sağlar. Dentin tübül ağızları huni şeklinde geni lemi tir. Böylece pörözite artar kollogen ağı ortaya çıkararak rezin infiltrasyonu kolaylaşır. Asit uygulamasını takiben yapılan yıkama işlemi sırasında geni lemi  olan dentin tübüllerinde kalan su, yüzeyi olması gerekenden daha nemli hale getirmektedir. Bu durum etch ve rinse adeziv sistemlerin dentine olan bağlanma değerlerinin düşük olmasında önemli bir etken olabilir.

Etch ve rinse adeziv sistemlerle self- etch adeziv sistemlerin di  dokularına bağlanma dayanıklılıklarının kar ıla tırıldığı pek çok çalışma yapılmıştır (5, 13, 29, 46, 119, 143, 156, 172). Bu çalışmaların bir ogunda etch ve rinse adeziv sistemlerin mineye bağlanma değerlerinin self-etch adezivlerden daha yüksek olduğu, dentin dokusuna olan bağlanma değerleri ise birbirine yakın olduğu bulunmuştur.

Bizim  alı mamızda bu bulguları desteklemektedir. Çalışmamızda kullanılan 2 aşamalı total etch Tetra N-Bond, 2 aşamalı self etch olan Clearfil SE Bond ile çok yakın bağlanma dayanımı değerleri verirken özellikle mineye bağlanmada hala altın standart olarak kabul edilen 3 aşamalı total etch Scotchbond Multi -Purpose da onlara yakın değerler göstermiştir. Al Ehaideb ve Mohammed iki basamaklı total etch sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini kar ıla tırdıkları çalışmalarında 15,06 ile 22,51 MPa ortalama bağlantı kuvveti elde etmişlerdir. Bizim  alı mamızda da iki basamaklı total etch olarak kullanılan Adper Single Bond ile Tetric N-Bond'un ortalama bağlantı kuvvetleri 16,91 ile 20,31 arasında bulunmuş ve bu çalışma ile uyum göstermiştir.

De Munck ve ark(34). self-etch adezivlerle etch ve rinse adezivlerin mine ve dentin dokularına bağlanmalarını araştırdıkları çalışmalarında dentine bağlanmada fark bulamamışlardır. Birçok çalışmada da 2 aşamalı self etch adezivlerin dentine olan bağlanma dayanımlarının etch ve rinse adezivlere benzer olduğu rapor edilmiştir.

5. BÖLÜM

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Mikrosızıntı Testine Ait Sonuçlar

1. Çalışmamızda kullanılan sekiz adeziv sistem arasında en çok sızıntı tek aşamalı self etch olan Xeno V ve G-Bond'ta saptanmıştır.

2. Diğer altı adet adeziv sistemi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

3. Ayrıca grupların okluzal kavite kenarı ve gingival kavite kenarı için ayrı ayrı yapılan değerlendirmede Xeno V, S³ Bond, SE Bond, Adhese gruplarına ait örnekler arasında her iki bölge için istatistiksel olarak fark bulunmazken, Adper, Tetric N-Bond, G-Bond ve Scotchbond Multi-Purpose'da kavitelerin gingival kenarlarındaki sızdırma miktarının okluzal kenara oranla anlamlı bir şekilde fazla olduğu görülmüştür.

Bağlanma Dayanımı Testine Ait Sonuçlar

1. Çalışmamızda iki aşamalı self etch olan Clearfil SE Bond en yüksek bağlanma değerlerine sahip bulunurken, tek aşamalı self etchler bütün gruplar içerisinde en düşük bağlanma değerlerini vermiştir.

2. Tek aşamalı self etch grubunda en düşük değeri Xeno V göstermiş onu sırayla G-Bond ve Clearfil S³ Bond'un izlediği tespit edilmiştir.

3. Üç aşamalı total etch sistem olan Scotchbond Multi-Purpose tek aşamalı self etchlerden oldukça yüksek bağlanma değeri verirken, Clearfil SE Bond ve Tetric N-Bond'un bağlanma değerlerine ulaşamadığı tespit edilmiştir.

4. Çalışmamızın kırılma analiz sonuçlarına göre tüm adeziv sistemlerde en çok adeziv başarısızlık gözlenirken, en az koheziv başarısızlık gözlemlenmiştir.

Estetik dişhekimliğinde dentin adeziv sistemler sıkça kullanılmakta ve devamlı olarak bir öncekinden daha iyi ve avantajlı olduğu idda edilen farklı versiyonlar firmalar tarafından piyasaya sürülmektedir. Son yıllarda bağlanma işlemlerini daha da basitleştirmek için “all-in-one” veya tek aşamalı self-etch adeziv sistemler geliştirilmiştir.

Ancak bu basitleştirilmiş bağlayıcı sistemlerin dentine bağlanma dirençlerinin etkinliği hakkındaki veriler tartışmalıdır. Bize göre de hala iki basamaklı self etch sistemlerin performansına ulaşamamışlardır.

Klinik başarıda iyi bir adezyonun mu yoksa uygulama tekniğinin kolaylığının mı daha önemli olduğunun araştırılması ve uzun dönem klinik takip çalışmaların yapılmasının, daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesinde katkıda bulunacağını düşünmekteyiz.

6. BÖLÜM

ÖZET

Dentin dokusuna bağlanabilen adeziv materyallerin geliştirilmesiyle dişhekimliğinde yeni bir çağ başlamıştır. Güncel adeziv sistemler uygulama tekniği ve etki mekanizmasına göre etch & rinse sistemler ve self-etch sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı total etch ve self etch gruplarından sekiz adeziv sistemin dentine olan bağlanma dayanımları ile mikrosızıntı miktarlarının *in vitro* koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Mikrosızıntı testi için her dişin buccal ve lingual yüzeylerine Black V kaviteler açılmıştır. Gingival kenarları mine-sement sınırının 1 mm altında olacak şekilde hazırlanan dişler rastgele sekiz gruba ayrılmış ve seçilen adeziv sistemler ve kompozit rezinle restore edilmiştir.

Hazırlanan örnekler, 37°C'deki etüvde 24 saat bekletilmiştir. Daha sonra örneklerle 1000 kez, 5±2°C ile 55±2°C dereceleri arasında, her bir su banyosunda 30 saniye bekleyecek şekilde termal siklus uygulanmıştır. % 0,5'lik bazik Fuksin solüsyonu içinde 37°C'de 24 saat bekletildikten sonra dişler bucco-lingual/palatinal yönde uzunlamasına ikiye ayrılarak kesit yüzeyleri stereomikroskopta incelenmiştir. Diş ile restorasyon arayüzeyindeki boya penetrasyonu okluzal ve gingival bölge için belirlediğimiz skora göre ayrı ayrı kaydedilmiştir.

Grupların bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için makaslama test metodu seçilmiştir. Bu amaçla dişler dentin yüzeyleri hazırlandıktan sonra derlinden yapılan kalıplara soğuk akril yardımıyla yerleştirilmiştir. Hazırlanan dişler rastgele sekiz gruba ayrılmıştır. Dentin yüzeylerine, adeziv sistemler uygulandıktan sonra 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde kalıplar kullanılarak kompozit rezinler yerleştirilmiştir.

Örneklerin her birine 0,5 mm/dak. hızla kopma meydana gelinceye kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır. Kırılan örneklerin kopma yüzeyleri daha sonra stereomikroskopta incelenerek kırılma tipleri belirlenmiştir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis Testi, Varyans Analizi, ANOVA, Shapiro-Wilk Testleri kullanılmıştır.

Kullanılan adeziv sistemler içerisinde mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında en fazla sızdıran tek aşamalı self etch Xeno-V ve G-Bond olmuştur. Ayrıca test edilen bütün adeziv sistemlerin kavitelelerin gingival kenarlarındaki sızdırma miktarının okluzal kenara oranla anlamlı bir şekilde fazla olduğu görülmüştür.

Dentinde bağlanma dayanımı yönünden self etch sistemlerden iki aşamalı self etch olan Clearfil SE bond en yüksek bağlanma değerlerine sahipken tek aşamalı self etchler bütün gruplar içerisinde en düşük bağlanma değerleri vermiştir.

Birçok yayında altın standart olarak gösterilen üç aşamalı total etch sistem olan Scotchbond Multi-Purpose, Clearfil SE bondun bağlanma değerlerine ulaşamamıştır.

ABSTRACT

THE IN VITRO COMPARATIVE EVALUATION OF MICROLEAKAGE AND BOND STRENGTH OF DIFFERENT DENTIN ADHESIVE SYSTEMS

The evaluation of adhesive materials started a new age in dentistry. Current adhesive materials are divided into two groups:

- Etch and rinse systems
- Self etch systems

The aim of this study is to evaluate the bond strength and microleakage of 8 adhesive systems from both etch and rinse and self etch groups at in vitro conditions.

For the microleakage test Black V cavities were prepared on the buccal and lingual surfaces of each teeth. The gingival margins were 1 mm below the cemento-enamel junction. The teeth were randomly divided into 8 groups and restored with selected adhesive systems and composites. The samples were stored in incubator at 37°C for 24 hours. Thermal cycles were applied to the specimens between 5±2°C and 55±2°C for 1000 times and stored 30 seconds in each water tank.

The teeth were stored in 0.5% alkaline fuchsin solution at 37°C for 24 hours and then separated into bucco-lingually two parts to examine the section surfaces under stereomicroscope. The dye penetration amount in tooth and restoration interface was recorded due to the scores determined for occlusal and gingival surfaces.

Shear test method was used to evaluate the bond strengths of the groups. After the dentin surfaces were prepared the teeth were placed into the blocks which were made by derlin with acrylic resin. The teeth were divided into the groups randomly. After adhesive systems were applied to the dentin surfaces the composite resins were placed with 4 mm diameter and 6 mm height in block.

Shear force was applied to each of the specimens for 0,5 mm/min until to break away. Rupture surfaces of the fractured specimens were evaluated in stereomicroscope to determine the fracture types.

Kruskal-Wallis Test, Variance Analysis, ANOVA and Shapiro-Wilk Test were used for sytatistical analyses.

Related to the comparisons of the microleakage of the adhesive systems, self etch Xeno-V and G-Bond were the most infiltrated one step agents, moreover the infiltration amount of the all adhesive system in gingival margins were more than the occlusal margins.

Concerning the bond strength 2 steps self etch Clearfil SE Bond had the highest bond strength conversely one step self etch systems had the lowest bond strength among the self etch systems.

3 steps total etch (etch and rinse) systems Scotchbond Multi-Purpose which has been published as a gold standart in many literatures didn't reach the bonding strength of the Clearfil SE Bond.

7. BÖLÜM

KAYNAKLAR

1. Agular TR, Difrancescantonio M, Ambrosano GMB, Giannini M, (2010). Effect of curing mode on bond strength of self-adhesive resin luting cements to dentin. J Biomed Mater 93B: 122-127.
2. Altay N, Akça T, (2002). İn vitro Bağlantı Kuvveti Ölçme Testlerinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Dergisi 26(3-4A): 32-38.
3. Arias VG, Campos IT, Pimonta LAF, (2004). Microleakage study of three adhesive systems. Braz Dent J, 15:: 194-198.
4. Atash R, Abbeele AV, (2004). Sealing ability of new generation adhesiv systems in primary teeth: an in vitro study. Pediatr Dent 26: 322-28.
5. Atash R, Abbeele AVD, (2005). Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: on in vitro tudy on bovine primary teeth. International Journal of Pediatric Dentistry 15: 264-273.
6. Avery J, (1192) Enamel In: Avery J (ed). Essentials of oral Histology and Embryology St. Louis. Mosby Inc, 84-92
7. Bağış YH, Mostobel K, Tarakçıoğlu A, (2003). Beş Farklı Adeziv Restoratif Sistem Kullanılarak Yapılan Class V Restorasyonlarda Mikrosızıntının İncelenmesi. AÜ Diş Hek. Fak. Derg 30(3): 207-214.
8. Barlcmeier WW, Gwinnett JA, Retief H, (1992) International Symposium on Adhesives in Dentistry, Operative Dentistry Supplement 5, 1992
9. Bayrak Ş, Şentunç E, Şaroğlu I; Eğilmez T, (2009). Shear bond strengths of different adhezive systems to white mineral trioxide aggregate. Dental Mterials Journal, 28(1): 62-67.
10. Bedron de Castro AK, Cardoso PE, Ambrossano GM, Primenta LA, (2004). Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent 29(1): 42-8.
11. Benderli Y, (1994). Mine ve Dentin Bağlayıcı Sistemlerinin Yapısal ve Fiziksel Özellikleri. İÜ Diş Hek Fak Derg, 28: 74-79.
12. Bouillaguest, Virgillitom M, Wataho J, Ciucchi B, Holz J, (1998). The Influence of dentine permeabi lity on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. Journal of Oral Rehabilitation 25, 45-51
13. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin CH, Meyer JM, (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-stop, and self-etching adhessive systems. Journal of Dentistry 29: 55-61.

14. Bowen RL, Tung MS, Blosser RL, Asmussen E, (1987). Dentine and enamel bonding agents. *International Dental Journal* 37: 158-161.,
15. Bulucu B, Ertaş E, Özer M, (2000). In vitro deneylerde kullanılan dişlerin çekim sonrası bekletilme süresinin değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 3: 20-24.
16. Bulucu BA, Esener İT, Tanrıverdi F, (1995). Üç Yeni nesil dentin bonding sisteminin kavite kenar sızıntısına etkisinin karşılaştırılması olarak incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2): 127-131.
17. Buonocore MG,(1955).A simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.*J Dent Rest*,34:849-853
18. Castelnovo J, Tjan AHL, Liv P, (1996). Microleakage of multi step and simplified bonding systems. *Am J Dent*, 9: 245-248.
19. Cengiz T. Endodonti. Barış Yayınları 1990. İZMİR
20. Chan KC, Swift EJ, (1994). Marginal seal of new generation dental bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 72: 420-423.
21. Chappell R, Eick JD, Theisen FC, Carracho AJL (1991). Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of current dentinal adhesives. *Quint Int* 22(10): 831-839.
22. Cheung GS, Renson CE, (1991). An Update on the Use of Resin-Based Dental Adhesives *Restoratif Dentistry*. *Dental Update* July/August: 250-253.
23. Cohen BD, Combe EC, (1994). Development of New Adhesive Pulp Capping Materials. *March*: 57-61.
24. Collins CJ, Bryant RW, Hodge KL, (1998). A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8 year findings. *J Dent*, 26: 311-317.
25. Cordoso PEC; Sadek FT, Goracci C, Ferrari M, (2002). Adhesion testing with the microtensile method: Effects of dental substrate and adhesive system and bond strength measurement. *J Adhes Dent*, 4: 291-97.
26. Cox CF, Hafez AA, Tarim B, et al, (1998). The role of the hybrid layer to prevent bacterial microleakage. *J Dent Ret* 77: 699 (IADR Abst).
27. Crim GA, (1990). Assessment of microleakage of three dentinal bonding systems. *Quintessence International* 21(4).
28. Çelik Ç, Yazıcı AR, Dayangaç B, Özgünaltay G, (2007). Farklı Dentin Adeziv Sistemlerin Servikal Mine ve Dentine Olan Bağlanma Dayanıklılığının İncelenmesi. *Hacettepe Üniv. Diş Hek. Dergisi*, 3(4): 74-80.

29. Dallı M, Bahşı E, Şahbaz C, İnce B, (2009). Dört farklı self-etching adeziv sistemlerin dentine makaslama dayanımlarının incelenmesi: in vitro çalışma. SÜ Diş Hek Fak Derg 18: 20-26.
30. Dawood A, Qennberg A, (1993). Biocompatibility of Dentin Bonding Agents. Endod Dent Travmatol 9: 1-7.
31. Dayangaç B, Özgünaltay G, (1993). Diş Hekimliğinde Adezyon. EÜ Diş Hek. Fak. Dergisi 14: 61-64.
32. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kitapevi Ltd Şti 2000. Ankara.
33. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al, (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results Journal of Dental Research, 84, 118-132
34. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Artmstrong S, Labrechts P, Vanherle G, (2003). Microtensile bond strength of one and two step self-etching adhesive 5 to bur-cut enamel and dantin. Am J Dent, 16(6): 414-20.
35. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Suziki K, Inove S, (2004). Four year water degradation of a resin – modifiod glass ionomer adhesive bonded to dentin. European Journal of Oral Sciences 112, 73-83
36. Demirci M, Özer F, Kuşdemir M, Sancaklı HŞ, Karakaya Ş, (2007). Adeziv Sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V. sınıf kavitelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. SÜ Diş Hek. Fak. Dergisi, 16: 29-38.
37. Duke ES, Rabbins JW, Snyder DS, (1991). Clinical evaluation of a dentinal adhesive system. Three year results. Quintessence International 22(11).
38. Elbaum R, Remusat M, Brouillet JL, (1992). Biocompatibility of an enamel dentin adhesive. Quint Int, 25(9): 627-635.
39. Eligüzeloğlu E, (2009). Son Dönem Geliştirilen Adeziv Sistemler. Ondokuz Mayıs Üniv. Diş Hek. Derg 10(1): 22-29.
40. Erdilek N, Eyübgü TF, (2005). Endodontide adeziv sistemler. Diş Hekimi (bilimsel ek): 15-23.
41. Ergücü Z, Tezel H, Çelik E, (2007). Titanyum Tetraflorünün Farklı Adeziv Sistemlerin Kenar Sızıntısı Üzerine Etkisi. EÜ Diş Hek. Fak. Dergisi 28: 75-83.
42. Ergücü Z, Türkün LŞ (2005). Nanokompozitlerin Mikrosızıntısında Adezivlerin Önemi. EÜ Diş Hek. Fak. Dergisi 26: 59-64.

43. Ergücü Z, Türkün ŞL, Ünlo N, Kanık Ö, Özer F, (2007). Tek aşamalı self etching adezivlerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. Türk Dişhekimliği Dergisi, Temmuz 69. 157-162.
44. Erickson R L. Surface Interactions of dent,n adhesive materials. Oper Dent 1992 supplement 5: (81-94)
45. Erkut S, Arıkan S, Küçükeşmen HC, (2006). İki Farklı Geçici Dolgu Materyalinin İki Farklı Dentin Bağlayıcısının Minedeki Makaslama Bağlantı Dayanımına Etkisi. Ondokuz Mayıs Üniv Diş Hek Fak Derg, 7(1): 15-21.
46. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M, (2001). “No-bottle” us “multi-bottle” dentin adhesives a microtensile bond strength and morphological study, 17(5): 373-380.
47. Frankenberger R, Tay FR, (2005). Self-etch us etch and rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater, 21: 397-412.
48. Gagliardi RM, Avelar RP, (2002). Evaluation of microleakage using different bonding agents. Oper Dent, 27: 582-586.
49. Gerzina TM, Hume WR, (1996). Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. Journal of Dentistry 24(1-2): 125-128.
50. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M, (2004). Microtensile bond strength of self etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent, 6: 313-318.
51. Gordan VV, Vargos MA, Cobb DS, Denehy GE, (1998). Evaluation of acidic primers in microleakage of Class V comsopite rein restorations. Oper Dent, 23: 244-9.
52. Gökalps, Ayvaz ES. Dental Adezivler TDBD, (2002), 71:10-14
53. Grieve AR, Saunders WP, (1993). The effects of dentine bonding agents an marginal leakage of composite restorations – long term studies. Journal of Oral Rehabilitation 20: 11-18.
54. Gürbüz T, Yılmaz Y, Güler Ç, (2007). Kendinden Pürüzlendiren İki Bağlayıcının Uygulama Farklılıklarının Mikrosızıntı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek. Dergisi, 17(3): 19-28.
55. Gwinnett AJ (1971). Histologic Changes in human Enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Archives of Oral Biology 16, 731-738
56. Gwinnett AJ, (1992). Structure and Composition of enamel. Operative Dentistry, Suppl 5, 10-17

57. Gwinnett AJ, Tay F, Weis (1996). Bridging the gap between: Overly dry and overwet bonding phenomenon optimization of dentin hybridization and to bolar seal. Quintessence International, 359-363
58. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B, (1999). Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite to enamel bonding. Operative Dentistry 24, 172-180
59. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H, (2000). The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. Dental Mater, 16: 406-411.
60. Hosegawa T, Russel CM, (1995). Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. J Prosthet Dent, 75(5): 432-438.
61. Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G (2006). Yeni Nesil Self-Etching Adeziv Sistemlerin Rezin-Dentin Arayüzeyindeki Mikrosızıntılarının Karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Dergisi,9(1): 26-31.
62. Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G, (2005). Yeni Nesil Self-Etching Adeziv Sistemlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Dergisi, 8(1): 5-11.
63. Hürmüzlü F, Siso ŞH, Işın D, (2002). Sınıf II restorasyonlarda beş restoratif materyalin mikrosızıntı değerlendirmesi.
64. Inove S, Van Meerbeek B, Abey, Yoshida Y, Vanherle G, et al, (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass ionomer adhesive. Dental Materials, 17, 445-455
65. Inove S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B, (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. Am J Dent, 16(5): 329-34.
66. Iroldi RL, Krejci I, Lutz F, (1992). In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations. Quint Int, 23(5): 355-362.
67. Itthagarun A, Tay FR, (2000). Self contamination of deep dentin by dentin fluid. American Journal of Dentistry 13, 195-200
68. İnce B, Bahşi E, Çolak H, Dallı M, Şahbaz C, Ercan E, (2009). Sınıf II Kavitelelerdeki Üç Farklı Adeziv Sistemin Mikrosızıntılarının SEM ile In Vitro Olarak İncelenmesi. Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fakültesi Dergisi 12(2): 111-117.
69. Jacobsen T, Soderhold KJ, (1999). Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater, 11(2): 132-136.

70. Jansen Van Rensburg B (1995). Enamel in: Jansen Van Rensburg B (ed). Oral Biology II. Quintessence Publishing co, inc, 289-300
71. Johnson GH, Powell VL, Gordon GE, (1991). Dentin Bonding Systems. JADA 122: 34-41.
72. Kanca J, (1992). Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to Dentin. Quintessence International, 23: 39-41.
73. Kanca J, (1992). Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to Enamel. Quintessence International 25: 625-627.
74. Kanca J, 3 rd (1196). Wet bonding effect of drying time and distance. American Journal of Dentistry, 9, 273-276
75. Karadağ S (2005). Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 15(2): 80-87.
76. Karaşlı D, Ziramón F, Özyurt P, Cehreli SB, (2007). Microleakage of Self Ethc Primer/Adhesives in Endodontically Treated Teeth. JADA, 138: 634-640.
77. Kiremitçi A, Altıncı P, (2008). Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler. Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. Hacettepe Diş Hek. Fak. Dergisi 32(4): 33-48.
78. Kiremitçi A, Altıncı P, (2008). Self-etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler. Bölüm II: Klinik Uygulamalarda Başarı. Hacettepe Diş Hek Fak Derg, 32(4): 49-64.
79. Kocabalkan E, (1993). Dentin Adezivlerin Tutunma Mekanizmaları. Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi 23: 21-23.
80. Kocabalkan E, (1993). Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Tespit Yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 3(2): 52-56.
81. Koray F. Restoratif Materyaller. TDHB 2002; 71: 8-9
82. Koyutürk AE, Kuşgöz A, Ülker M, Yeşilyurt C, (2008). Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. Dental Materials Journal, 27(6): 795-801.
83. Köprülü H, (1988). Kenar sızıntısının azaltılmasında kullanılan materyal ve tekniklerin önemi. H.Ü. Diş Hek. Fak. Derg, 12(4): 253-7.
84. Kugel G, Ferrari M (2000). The science of bonding from fist to sixth generation. Journal of the American Dental Association, 131 Suppl: 205-255
85. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, GV. (2000) Adhesives: Dos and Dont's In: Roulet J, Degrange M (eds) Adhesion: The silent revolution in dentistry illinois: Quintessence Publishing Co, Ince 45-60

86. Leinfelder KF, (2001). Dentin adhesives for the twenty first century. *Dental clinics of North America*, 45, 1-6
87. Lopes GC, Baratieri LN, Andrada MC, Vieira Luiz C, (2002). Dental Adhesion: Present State of the Art and Future Perspectives. *Quintessence Int*, 33: 213-224.
88. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC, (2002). Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*, 33(3): 213-24.
89. Marshall GW, (1993). Dentin: Microstructure and characterization. *Quint Int*, 24(9): 606-615.
90. Mitsui FH, Bedron de Castro AK, Ritter AV; Cardoso PE, Pimenta LA, (2003). Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *J Adhes Dent*, 5(8): 209-16.
91. Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H (2002). Effect of self etching primer application method on enamel bond strength *American Journal of Dentistry* 15, 412-416
92. Nakabayashi N, Pasleyo (1998) Acid conditioning and hybridization of substrates. *Quintessence Publishing Co, Inc*, 37-56
93. Nakabayashi N, Saimi Y, (1996). Bonding to intact dentin. *Journal of Dental Research* 75, 1706-1715
94. Nalçacı A, (2005). Self-Etch Tek Şişe Bonding Sistemlerin Sınıf V Kavitelelerdeki Mikrosızıntıya Etkisi. *AÜ Diş Hek. Fak. Dergisi* 32(2): 85-90.
95. Nalçacı A, Salbaş M, (2005). Self Etch Adezivin Tek Kat veya Çok Kat Uygulamasının Makaslama Direnci Üzerine Etkisi. *AÜ Diş Hek. Fak. Dergisi*, 32(1): 19-23.
96. Nery S, McCabe JF, Wassell RW, (1995). A comparative study of three dental adhesives. *J Dent* 23: 55-61.
97. Nicola C, Sava S, Dudea D, Bondor CI, Sounca A, Colceriu L, Alb C, (2009). Influence of Adhesive Systems Composition on Dual-Cured Resin Cements. *Journal of Optoelectronics and Biomedical Materials*, 1(4): 331-337.
98. Nikaido T, Nakojima M, Higashi T, et al, (1997). Shear bond strengths of a single-step bonding system to enamel and dentin. *Dent Mater*, 16: 40-47.
99. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB and Edwards CA, (1996). Dentin Bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*, 75(6): 1396-1403.

100. Oruçoğlu H, Belli S, (2008). Evaluation of the effect of four self-etching adhesives on dentin permeability. *Journal of Biomedical Materials* 3: 1-7.
101. Oruçoğlu H, Yılmaz N, Şengün A, Çobankara FK, (2005). Yeni bir Bilgisayarlı Sıvı Filtrasyon Ölçüm Cihazının Güvenilirlik Analizi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 8 (2): 98-103.
102. Önal B, (1997). Dentin Adhesivler. *İzmir Diş Hekimleri Odası Dergisi* 8(4): 24-25.
103. Önal B, Özata F, Diekwisch TGH. Diş Sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası. Ege Üniversitesi Basımevi 2003. İZMİR
104. Özata F, Tezel H, Demirbaş A, (1991) Farklı asit uygulama yöntemlerinin mine üzerindeki etkisinin scanning elektron mikroskop (SEM) ile incelenmesi. *E.Ü Diş Hek. Fak Derg*, 12(200-204)
105. Öztaş N, Akal N, Ölmez A, (1996). Yeni Dentin Adheziv Ajanların Bağlanma Kuvvetlerinin Karşılaştırılması ve Kopma Yüzeylerinin SEM ile Değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, XIII(2): 99-104.
106. Pagliarini A, Rubini R, Compese MR, Grandini R, (1996). Effectiveness of the current enamel – dentinal adhesives: A new methodology for its evaluation. *Quintessence International*, 27(4): 265-270.
107. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR, (2002). The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 46(2): 211-45.
108. Pashley DH, Carvalho RM, (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dentin*, 25: 355-372.
109. Pashley DH and Carvalho RM, Manso AP, Tay FR, (2012). Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental Materials*, 28 (1): 72-86.
110. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Hurner JA, (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quint Int*, 24(9): 618-631.
111. Pashley DH, Tay FR, (2001). Aggressiveness of contemporary self etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent mater*, 17(5): 430-44.
112. Perdigão J, (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental clinics of north America*, 46, 277-301
113. Perdigão J, (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dent Clin N Am*, 51: 333-357.
114. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tome AR, Vonherle G, (1996). Morphological field emission – SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dental Materials* 12, 262-271.

115. Perdigão J, Swift EJ, (1994). Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *International Dental Journal*, 44: 349-359.
116. Perdigão J, Swift EJ, Lopes G, (1999). Effects of repeated use on bond strengths of one bottle adhesives. *Quint Int* 30(12): 819-823.
117. Perdigão J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW, (1999). The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dental Mater*, 15: 282-295.
118. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Von Lanbuyt K, Van Meerbeek B, (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives. A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21: 864-881.
119. Peutzfeldt A, Richter R, (2000). Shear bond strength of self and total etching adhesive. *J Dent Res*, 79: 374.
120. Pfeifer CSC, Ruggiero R, Cardoso PEC, (2006). Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on micro leakage of Class V restorations, *JADA*, Vol. 137: 197-202.
121. Prati C, Nucci C, Montanari G, (1991). Shear bond strength and microleakage of dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 65: 401-407
122. Prati C, Nucci C, Piana G, (1991). Dentinal bonding systems and tensile bond strength tests. *Minerva Stomatol*, 40 (6): 439-41.
123. Qilo G, Kr Austrheim E, (1993). In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand*, 51: 263-269.
124. Relief DH, (1994). Do Adhesives prevent microleakage? *International Dental Journal* 44: 19-26.
125. Ritter AV, Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO, (1998). Shear bond strengths of one bottle adhesives to moist enamel. *J Dent Rest*, 77(2502): 944 (IADR Abst).
126. Samimi P, Filsoufi A, Fathpour K, (2007). Composite-Dentin Bond Strength of Two Adhesives in Different Conditions. *Dental Research Journal*, 4(1): 36-39.
127. Scherrer SS, Cesar PF, Swam MV, (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods. *A critical Literature Review*, *Dental Materials* 26(e78-e93).
128. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV, (2010). Review: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials* 26: e78-e93.
129. Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. *Fundamentals of Operative Dentistry USA*: Quintessence Publishing Co, Inc 1996, 141-186.

130. Shimada Y, Senawongse P, Hornirattisai C, Burrow MF, Tagami J, (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry*, 27, 403-409
131. Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y, (1997). Effect of on adhesive bonding system on wear resistance o resin composite restorations. *Quint Int*, 28(10).
132. Skupien JA, Lenzi TL, Borges MF, Marchiori JC, (2002). Adhesive Systems: Considerations About Solvents. *Int J Odontostomat* 3(2): 119-124.
133. Skupien JA, Lenzi TL, Borges MF, Marchiori JC, Roch RO, Susin AH, Bortolotto T, Krejci İ, (2009). Adhesive Systems: Considerations About Soluents. *Int J Odontostomal*, 3(2): 119-124.
134. Strydom C, (2004). Self etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. 59, 413, 415-417, 419
135. Swift EJ, Jr (2002). Dentin / enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24, 456-461
136. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO, (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence International* 26(2): 95-110.
137. Swift ER, Wilde AD, May KN, Waddell SL, (1997). Shear bond strengths of one bottle dentin adhezives using multile applications. *Oper Dent*, 22: 194-197.
138. Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A, (2009). Yedinci Jenerasyon Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması, 19(3): 156-160.
139. Tanrıverdi FF, Belli S, Alptekin T, (1995). İki dentin bonding Sistemin Marjinal Sızıntısının İncelenmesinde İki Farklı Yöntemin Karşılaştırılması. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 22(1): 1-6.
140. Tay FR, Pashley Dıt (2001). Aggressiveness of contemporary self etching systems. I. Dept pf penetration beyond dentin smear layers. *Dental materials*, 17, 296-308
141. Taylor MJ, Lynch E, (1992). Review Microleakage. *J Dent* 20: 3-19.
142. Tiritöğlu M (1994). Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 15: 132-138.
143. Tjan AHL, Castelnova J, Liu P, (1996). Bond strength of multi step and simplified systems. *Am J Dent*, 9: 269-272.
144. Tosun G, Şener Y, Şengün A, (2005). Kompozit Rezinin Mineye Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Saklama Solüsyonlarının Etkisi. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Dergisi*, 29(3): 2-6.

145. Turgut MD, Zimmerli B, Lussi A, (2008). Influence of dentinal erosion on shear bond strength of composite restorations with different bonding systems. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 32(3): 34-44.
146. Türkkahraman H, Adanir N, Güngör AY, Alkış H, (2006). In vitro evaluation of shear bond strengths of colour change adhesives. *The European Journal of Orthodontics* 1-8.
147. Türkün LŞ, (2002). "Self-Etching" ve Tek Şişe Adeziv Sistemlerin 6 Yıllık Klinik Değerlendirmesi. *EÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 23: 123-130.
148. Türkün LŞ, (2005). The Clinical Performance of one and two step self-etching adhesive systems at one year. *JADA*, 136: 656-664.
149. Türkün LŞ, Çelik E, (2004). Farklı Kavite Tiplerinde Kendinden Asitli Adeziv Sistemlerin Kenar Sızıntılarının İncelenmesi. *EÜ Diş Hek. Fak. Dergisi*, 25: 55-61.
150. Türkün LŞ, Kaya A, (2002). Sıkıştırılabilen Kompozit Rezinlerde Mikrosızıntının in vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fak. Derg.* 26(1): 10-18.
151. Türkün ŞL, Ergücü Z, (2004). Estetik Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Çalışmalarında Kullanılan Gereç ve Yöntemlerinin Karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 21(2): 143-151.
152. Türkün ŞL, Türkün M, Gökay N, (2004). Resin composite to dentin shear bond strength of eleven different adhesive systems. *Journal of Marmara University Dental Faculty*, 5(1): 452-460.
153. Tyas MJ, (1996). Clinical evaluation of five adhesive sstems. *Internatinal Dent Journal*, 46: 10-14.
154. Tyas MJ, Burrow MF (2004) Adhesive Restarative Materials: a review. *Australian Dental Journal* 49, 112-121
155. Uysal T, Ülker M, Ramoğlu Sİ, Ertaş H, (2008). Microleakage Under Metallic and Ceramic Brackets Bonded with Orthodontic Self-Etching Primer Systems. *Angle Orthodontist*, 78(6): 1089-1094.
156. Uzer E, Ergücü Z, Türkün Ş, Türkün M, (2006). Shear bond strength of different adhesives to Et:Yag laser-prepared Dentin. *J Adhes Dent*, 8(5): 319-325.
157. Ülker M, Belli S, (2009). Self Etch adezivlerle oluşturulmuş rezin-dentin ara yüzeylerine yapay yaşlandırmanın etkisi (sem çalışması) *Sü Diş Hek. Fak. Derg.* 18: 128-135
158. Ünlü N, Belli S, Özer F, (1999). Üç yeni Nesil Dentin Bonding Sistemin Klas V Kavitelerde Mikrosızıntılarının Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi* 2(2).
159. Ünlü N, Karakaya S, Özer F, Say EC (2003). Reducing microleakage in composite resin restorations: an in-vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 11 (4): 171-175.

160. Van Meerbeek B, Lambrechts, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992; 5: 111-124
161. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G, (1996). Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of operative Dentistry A Contemporary Approach*. Quintessence Publishing Co, 146-186
162. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G, (1996). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26(1): 1-20.
163. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peomans M, Lambrechts P et al. (2001) Adhesive and cements to promote preservation Dentistry. *Operative Dentistry*, supp 16, 119-144
164. Van Meerbeek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue, Vargas MA, Visay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G, (2003). Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*, 28: 215-235.
165. Von Dijken JW, (2000). Clinical evaluation of three adhesive systems in class V noncarious lesions. *Dental Mater*, 16: 285-291.
166. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G, (1992). Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 70(4): 308-314.
167. Wahab FK, Shalni FJ, Morgano SM, (2003). The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restoration in vitro. *J Prosthet Dent*, 10: 168-174.
168. Wahab FK, Shalni FJ, Morgano SM, (2003). The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restoration in vitro. *J Prosthet Dent*, 10: 168-174.
169. Wu MK, Wesselink PR, (1993). Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endodontic Journal*, 26: 37-43.
170. Yap AUJ, Ho KS, Wong KM, (1998). Comparison of marginal sealing ability of new generation bonding systems. *J Oral Rehab* 25: 666-671.
171. Yeşilyurt C, Buluco B, (2006). Bond strength of total-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(2): 1-13.
172. Yoldaş O, İşçi Ş, Topuz A, (2003). Üç farklı self-etching adeziv sistemin dentine bağlanma dayanıklılığı. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 24: 113-118.
173. Zortuk M, Kılıç K, Bolpaça P, Akdoğan G, Kesim B, (2008). Üç farklı rezin esaslı simanla dentine simante edilen vitacelay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dirençleri. *SÜ Diş Hekimliği Fak. Derg*, 17: 93-97.

ÖZGEÇMİŞ

1969 yılında Bulgaristan'da doğdum. İlköğrenimimi Bornova Yavuz Selim İlkokulu'nda orta ve lise öğrenimimi ise Bornova Suphi Koyuncuoğlu Lisesi'nde tamamladım. 1986 yılında girdiğim Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 1992 yılında mezun oldum. 1993 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında başladığım doktora eğitimime 2000 yılında ailevi sebeplerden dolayı ara verdim. 2009 yılında doktora eğitimimin devamına hak kazandım. Halen Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında doktora öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

Dt. Nedret UNUTMAZ