

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YENİ NESİL SELF-ETCHING ADEZİV SİSTEMLERİN
REZİN KOMPOZİT RESTORASYONLARINDA
MİKROSİZİNTİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Doktora Tezi
Dt. Mehmet DALLI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Fatma ATAKUL

DİCLE ÜNİVERSİTESİ MERKEZ KÜTÜPHANESİ	
Demirbaş No.	0037573
Tasnif No.	617.675
	DAL
	2009

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2009

ÜNİVERSİTESİ KÜTÜPHANESİ	
Yıl	2009 / 13
Yer	

Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünce desteklenmiştir.

Proje No: 2008-55-70

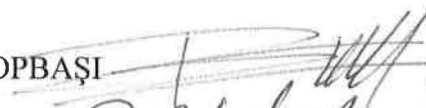




T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“YENİ NESİL SELF-ETCHING ADEZİV SİSTEMLERİN REZİN KOMPOZİT RESTORASYONLARINDA MİKROSİZİNTİLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI” isimli Doktora Tezi 09/10/2009 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı :Prof. Dr. Fatma ATAKUL

Tezi Teslim Eden : Dt. Mehmet DALLI

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı	
Başkan	:Prof. Dr.	Faik Bülent TOPBAŞI	
Üye	:Prof. Dr.	Fatma ATAKUL	
Üye	:Prof. Dr.	Remzi NİGİZ	
Üye	: Doç. Dr.	Sema ÇELENK	
Üye	:Yrd. Doç. Dr.	Özkan ADIGÜZEL	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

02.11.2009



Prof. Dr. Yusuf NERGİZ
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim süresince ve tezimin başından sonuna kadar desteklerini hiç esirgemeyen ve her türlü konuda her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerilerini hiçbir zaman esirgemeyen danışmanım ve hocam Prof. Dr. Fatma ATAKUL'a, hayatım boyunca bana maddi, manevi desteklerini hiç esirgemeyen babama, anneme, kardeşlerime ve manevi desteğinden ötürü eşime, ayrıca Yrd. Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL ile Yrd. Doç. Dr. Sadullah KAYA'ya, ve tezimin istatistik çalışmalarında büyük emeği geçen Doç. Dr. Zeki AKKUŞ'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Dt. Mehmet DALLI

İÇİNDEKİLER

ÖN SAYFALAR

KAPAK

İÇ KAPAK

ONAY SAYFASI.....I

TEŞEKKÜR.....II

İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....III

RESİMLER DİZİNİ.....IV

TABLOLAR DİZİNİ.....V

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....VI

ÖZET SAYFALARI

TÜRKÇE ÖZET.....VII

SUMMARY.....IX

TEZ METNİ

GİRİŞ VE AMAÇ.....1

GENEL BİLGİLER.....3

GEREÇ VE YÖNTEM.....28

BULGULAR.....46

TARTIŞMA.....49

SONUÇLAR.....57

KAYNAKLAR.....58

ÖZGEÇMİŞ.....73

RESİMLER

Resim1: Mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesi

Resim2: Clearfil S³ bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 0, gingival skor 0)

Resim3: Clearfil S³ bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 4)

Resim4: Xeno V bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 0, gingival skor 0)

Resim5 : Xeno V bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 0)

Resim 6 : G Bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 1)

Resim 7 : G Bond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 4)

Resim 8 : Optibond All In One uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 0, gingival skor 0)

Resim 9 : Optibond All In One uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 0, gingival skor 4)

Resim 10 : iBond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 3)

Resim 11 : iBond uygulanan grupta mikrosızıntı örneği (Okluzal skor 1, gingival skor 4)

Resim12: Clearfil S³ bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)

Resim 13 : Clearfil S³ bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

Resim14 : Xeno V uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x250)

Resim 15 : Xeno V uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

Resim16: G bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x250)

Resim17: G bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

Resim18: Optibond All in One uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)

Resim19: Optibond All in One uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

Resim20: iBond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)

Resim21: iBond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

TABLolar

Tablo 1: Kompozitlerin gelişim kronolojisi

Tablo 2: Dentine adezyonu etkileyen faktörler

Tablo 3: Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi ve sınıflandırılması

Tablo 4: 4.,5.,6.,7. kuşak adezivlerin uygulanmaları, içerikleri ve bağlanma dayanımları

Tablo 5: Çalışmamızda kullanılan self-etching adeziv sistemler, içerikleri ve üretici firmaları

Tablo 6: Çalışmamızda kullanılan adezivlerin uygulanma yöntemleri

Tablo 7: Çalışmamızda kullanılan restoratif materyaller ve üretici firmaları

Tablo 8: Elde edilen mikrosızıntı skorlarının gruplardaki dağılımı

Tablo 9: Okluzal için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U Testi karşılaştırmalı p değeri tablosu

Tablo 10: Gingival için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U Testi karşılaştırmalı p değeri tablosu

SİMGELER VE KISALTMALAR

LED	: Light Emitting Diode
µm	: Milimikron
nm	: Nanometre
mm	: Milimetre
s	: Saat
sn	: Saniye
h	: Hour
p	: İstatistiksel anlamlılık
SEM	: Scanning Electron Microscope
°C	: Santigrat derece
mPA	: Megapaskal
NPG-GMA	: N-Phenylglycin-glycidyl-metachrylate
BIS-GMA	: Bisphenol A diglycidylether methacrylate
2-HEMA	: 2- Hydroxyethyl methacrylate
4-META	: 4-metacryloxyetil trimetyllate anhydrid
Ca	: Kalsiyum
Na	: Sodyum
I	: İyot
C	: Karbon
Mn	: Manganez (Mangan)
Ppm	: Parts per million
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
TEGDMA	: Tetraethyleneglycol Dimetacrylate
MDP	: Methylene diphosfonate
TWA	: Time Weighted Average
Au	: Altın

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, yeni nesil beş self-etching adeziv sistemin sınıf V restorasyonlarda mikrosızıntı miktarlarını in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada ortodontik veya periodontal sebeplerle çekilmiş 100 adet çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Çekim sonrasında dişler üzerindeki yumuşak dokular ve artıklar bir kretuar uzaklaştırıldı, pomza ve fırça yardımıyla parlatıldı. Çalışmada kullanılacakları güne kadar dişler distile suda, oda sıcaklığında bekletildi. Dişlerin bukkal yüzeylerinde, mine sement birleşiminin (servikal) 1 mm altında sonlanacak şekilde silindirik elmas frezler (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, Switzerland) yardımıyla mezio-distal genişliği 3 mm, okluzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 1.5 mm olan standardize sınıf V kaviteler hazırlandı ve mine kenarları 0.5-1 mm genişliğinde olacak şekilde elmas rond frezlerle (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, Switzerland) bizote edildi. Dişler her grupta 20'şer adet olacak şekilde rastgele beş gruba ayrıldı. 1.grup: Clearfil S³ Bond (Kuraray Medical Inc., Japonya), 2.grup: Xeno V (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya), 3.grup: G Bond (GC, America), 4.grup: Optibond All In One (Kerr Corporation, Orange, CA), 5.grup: iBond (Heraeus Kulzer, Almanya) uygulandıktan sonra hazırlanan kavitelere üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda kompozit rezinler yerleştirildi ve LED (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) cihazı ile polimerize edildi. Bitirme ve cila işlemlerinden sonra dişler önce 24 s 37 °C de etüvde (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) distile su içerisinde bekletildi. 24 saat sonra restorasyonların parlatılma işlemi su altında elmas bitirme frezleri (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Switzerland) ile yapıldı ve alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) yardımıyla tamamlandı. Ardından dişler 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C de termal siklus cihazında (NOVA, Konya, Türkiye) 10.000 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu. Daha sonra dolguların 1mm çevresi hariç dişler tamamen 2 kat aside dirençli tırnak cilası ile kaplandı ve ardından 24 s 37 °C de (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) % 0.5'lik metilen mavisinde bekletildi. Bu süre sonunda boyadan çıkartılan örneklerden

isomet 1000 cihazında (Isomet 1000 Precision Saw, BUEHLER, USA) alınan kesitler stereomikroskop (Olympus SZ 40, SZ-PT, Japan) altında x15 büyütmede incelenerek fotoğrafları alındı. Gingival ve okluzal mikrosızıntı dereceleri standart bir skala ile 0-4 arasında skorlandı. Ayrıca, her gruptan rastgele birer örnek seçildi ve rezin-diş sert dokusu ara yüzeyi SEM (JSM-5600 JEOL SEM, Jeol Co., Tokyo, Japan) altında farklı büyütmelelerde incelenip fotoğraflandı. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak Kruskal-Wallis ve Mann Whitney U testleri ile değerlendirildi.

Bulgular: Gruplar arasındaki okluzal ve gingival mikrosızıntı farkları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$) ($p = 0.043$, $p = 0.005$). Clearfil S³ Bond ve Optibond All In One gruplarında okluzal mikrosızıntı değerlerinin diğer üç gruptan oldukça düşük olduğu gözlemlendi. iBond grubunda mikrosızıntı değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilirken Xeno V ve G Bond grupları arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı gözlemlenmiştir ($p > 0.05$). iBond grubunda gingival kenarda mikrosızıntı değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilirken diğer gruplar arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0.05$).

Sonuç: Çalışmamızda termal siklus ile ağız ortamı taklit edilmeye çalışıldı. Hazırlanan sınıf V kavitelere self-etching adezivlerin okluzal ve gingival mikrosızıntı skorlarının bir grup haricinde başarılı olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Mikrosızıntı, kompozit rezin, self-etching adeziv sistem, servikal lezyon, metilen mavisi.

SUMMARY

Aim: The aim of this study was to assess in vitro microleakage amounts of five different new generation self-etching adhesive systems comparatively in composite resin restorations.

Materials and Method: In this study 100 caries-free human permanent molar teeth extracted because of orthodontic or periodontal reasons were used. After extraction, soft tissues on teeth were cleaned with a scaler and polished with brush and pumice. Until the date of use teeth were stored in distilled water at room temperature. Teeth were randomly assigned to five groups (n=20) and standardized class V cavities with 3 mm mesio-distal diameter, 2 mm occluso-gingival diameter and 1.5 mm depth were prepared 1mm below the enamel-cement junction (servical) line of facial surfaces, and enamel margins of the cavities were bevelled in a 0.5-1 mm area with diamond round burs (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, Switzerland). Then Clearfil S³ Bond (Kuraray Medical Inc. Japan) in Group I, Xeno V (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) in Group II, G Bond (GC America) in Group III, Optibond All In One (Kerr Corporation, Orange, CA) in Group IV and iBond (Heraeus Kulzer, Germany) in Group V were applied to prepared cavities, composite resin were placed, and were polymerized by LED device (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) according to manufacturers' recommendations. Before finishing and polishing, teeth were immersed into distilled water at 37 °C (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) for 24 h. After 24 h polishing and finishing of restorations were done with diamond finishing burs (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Switzerland) under water and were completed with aluminium oxide coated disks (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Then were subjected to thermocycling 10.000 times with a dwell time of 30 s at 5 ± 2 °C and 55 ± 2 °C. Following this, all teeth, except 1mm surrounding of the restorations, were coated twice with acid resistant varnish and stained in 0.5 % methylene blue at 37 °C (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) for 24 h. Then teeth were sectioned bucco-palatinally/lingually by the help of Isomet 1000 device (Isomet 1000 Precision Saw, BUEHLER, USA) and microleakage of occlusal and gingival walls were scored on a standart 0-4 ordinal scale under stereomicroscope (Olympus SZ 40, SZ-PT, Japan) at 15X magnification. And

also SEM (Scanning Electron Microscopy) (JSM-5600 JEOL SEM, Jeol Co., Tokyo, Japan) photographs of resin-tooth hard tissue interfaces were taken at different magnifications after microleakage assessment. Results of microleakage test were statistically analyzed by Cruskall-Wallis and Mann Whitney U tests.

Results: Statistically differences of gingival and occlusal microleakage scores among groups were significant ($p < 0.05$) ($p = 0.043$, $p = 0.005$). Occlusal microleakage scores of Clearfil S³ Bond and Optibond All in One were observed considerably lower than other 3 groups. While microleakage of iBond was determined as the highest, statistically no difference was observed between Xeno V and G Bond groups ($p > 0.05$). As gingival microleakage scores of iBond were the highest; statistically there was no difference among other groups ($p > 0.05$).

Conclusion: In our study oral conditions were tried to be simulated by thermocycling. In prepared class V cavities occlusal and gingival microleakage scores of self-etching adhesives were observed successful except one group.

Key Words: Microleakage, composite resin, self-etching adhesive system, cervical lesion, methylene blue.

GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz modern dişhekimliğinde, estetik fonksiyon kadar önem kazanmıştır. Estetiğe verilen önemin gittikçe artması nedeniyle hasta ve hekimin beklentilerine yanıt verebilmek için restoratif dişhekimliğinde yapılan tüm çalışmalarda, diş dokularında çeşitli nedenlerle oluşan kayıpların giderilmesinde kullanılacak diş renkli restorasyon materyallerinin ve uygulanma yöntemlerinin geliştirilmesi üzerine odaklanılmıştır.

Estetik restoratif materyallerin klinik başarısında adeziv sistemlerin önemli etkileri vardır (1). Adeziv sistemlerin başarısında ise, mine ve dentin dokusunun yapısal ve bölgesel farklılıkları önemli rol oynamaktadır (2). Kole defektleri ve dişlerin servikal bölgesinde çürük ve aşınmalarla oluşan kaviteler sınıf V restorasyonların endikasyonudur. Karmaşık bir morfolojiye sahip olup hem mine, hem dentin, hem de sementte sonlanan sınıf V kavitelerin restorasyonlarında materyal seçimi oldukça önemlidir (3,4).

Bununla birlikte, okluzal kuvvetlerin servikal bölgede stres birikimine yol açmaları ve kavitelerin gingival kenarının dentinde sonlanması, bu bölgede restorasyonun aralanmasına neden olmaktadır (5,6). Restorasyon materyalleri ile kavite duvarı arasında meydana gelen bu mikro aralıktan bakterilerin, oral sıvıların, moleküllerin, iyonların ve havanın geçişi gerçekleşmektedir (7). Bu durum, mikrosızıntı şeklinde adlandırılmaktadır. Tüm restoratif materyaller, yerleştirildikten sonra polimerizasyon büzülmesine uğrayarak diş yapıları ile aralarında boşluklar oluşturmaktadır. Bu boşluklara da ağız ortamındaki bakteriler sızarak o bölgede çoğalabilmektedir (8,9).

Sınıf V restorasyonlardaki başarının temel faktörlerinden biri uygulanan adezivin tipi ve uygulanma metodudur (10). Adeziv teknolojisindeki ilerlemeler daha iyi bağlanma ve uygulama kolaylıkları sunmaktadır. 1980'li yıllardan önce geliştirilen adeziv ajanlara oranla, 80'li yıllarda daha iyi gelişmeler katedilmiştir. 1980'lerde kullanılan dördüncü jenerasyon adeziv sistemlerde üç basamaklı asit, primer ve bonding uygulanmaktaydı (11). Bu sistemdeki primerin görevi, yüzey aktif madde olarak, prepare edilmiş diş yüzeyini örterek yüzey gerilimini azaltmak ve ıslanabilirliği artırarak adezivin daha kolay infiltrasyonunu sağlamaktır (12).

Sonraki yıllarda beşinci jenerasyon adeziv sistemlerde hem primer hem de bonding ajanlar bir araya getirilmiştir (13). Günümüze kadar asit ile pürüzlendirme işleminden sonra primer ve bonding ajanlarının beraber uygulanması ile tek şişe sistemlerde başarılı sonuçlar sağlanmıştır (14,15). Son zamanlarda tek şişe sistemlerden sonra geliştirilen altıncı jenerasyon adezivler,"self-etching adeziv" sistemler olarak yerini almıştır (16).

Self-etching adeziv sistemler, klinik uygulamada tüm basamakları bir araya getiren asit, primer ve bonding, yıkama ve kurulama işlemlerinin de yapılmadığı "all-in-one" veya "no-bottle" olarak da adlandırılmaktadır (14,17,18).

Self-etching adeziv sistemler, diş yüzeyini pürüzlendirme kapasitesine sahiptirler ve bu işlemi takiben diş yüzeyini adezyon için uygun hale getirmektedirler (19). Diş yüzeyinin hazırlanması, yıkanmayan polimerize olabilen monomerleri içeren primerlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Bu monomerler, smear tabakasını çözen asidik bir grup içermektedirler (19). Adeziv, smear tabakasının partikülleri arasında oluşan, sulu kanallardan penetre olmakta ve böylece alttaki dentin tabakasının yüzeyinde reaksiyona girmektedir (20). Bu sayede smear tabakası adeziv tabaka içerisine dahil olmaktadır (21).

Bu in vitro çalışmanın amacı, yeni nesil beş farklı self-etching adeziv sistemin sınıf V kavitelere kompozit rezin restorasyonlardaki mikrosızıntısının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

GENEL BİLGİLER

Dişlerin servikal üçlüsünde zamana bağlı olarak erozyon, abrazyon, atrizyon gibi defektler sonucu oluşan aşınmalar ve çürük lezyonları sınıf V restorasyonların endikasyonunu oluşturmaktadır (3,22). Abrazyon, erozyon defektleri dişin mine sement birleşim yerindeki sert dokuların aşınmasıyla karakterize çürüksüz lezyonlardır (23,34). Mekanik aşınmalarla oluşan abrazyon ile ilaç kullanımı veya diyetten kaynaklanan aside bağlı erozyon gibi bu tür defektlerle sıklıkla karşılaşılabilir (25-27).

Dişlerin servikal bölgesindeki bir diğer defekt ise okluzal travma sonucu kole bölgesinde yoğunlaşan stresin bu bölgedeki hidroksi apatit kristalleri arasındaki bağlanmayı bozarak mine prizmalarının kaybına yol açması ile oluşan abfraksiyondur (5,6). Kole bölgesinde mine-dentin bağlanmasının dişin diğer bölgelerine göre zayıf olduğu, bu nedenle bu bölgenin defekt oluşumu için daha hassas olduğu ifade edilmiştir (28).

Dişlerin kole bölgelerindeki lezyonların tedavisinde oral hijyen eğitimi, bireyin diyet alışkanlıkları ve okluzal travmaya sebep olan faktörlerin düzeltilmesi gerekmektedir (3). Bu bölgede oluşan defektlerin madde kaybını önlemek amacıyla özellikle çürüklerin oluşturduğu kaviteelerin tedavi edilmesi estetik açıdan önemlidir. Dişlerin servikal üçlüsünde yer alan çürük lezyonları, erozyon ve abrazyon defektleri sıklıkla amalgam, altın, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer ve kompozit restoratif materyaller kullanılarak restore edilir (2, 3,10).

Servikal restorasyonlar, dişeti dokusuna yakınlıkları, nem kontrolünü güçleştirmesi ve yoğun abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmaları nedeniyle uzun süreçte yüksek klinik başarı elde edilmesi zor vakalar olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle servikal lezyonların mikrosızıntıyı en aza indirecek şekilde restorasyonu, günümüz çalışmalarının en önemli amacı olmuştur (7).

Dişhekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmakta olan **amalgam** özellikle posterior bölge için endikedir. Sınıf V kavite restorasyonunda amalgamın tercih edilmesi çürüğe, erozyon, abrazyon ya da her ikisinin varlığına, mine sement sınırında ya da apikalindeki sensitif alanlara, hareketli bölümlü protezlerde destek diş

olarak kullanılmasına, hastanın ekonomik durumuna ve estetiğin önemli olmaması gibi durumlara bağlıdır (29).

Kenneth, servikal lezyonlarda marjinal uyumu en iyi şekilde sağladığı ve nem kontaminasyonundan en az etkilendiği için yüksek bakırlı, çinkosuz, küresel partiküllü amalgamları tercih etmiştir. Ancak yapılan birçok araştırma, bu tip restorasyonların yüzeyinde su etkisiyle çukurcuklar oluştuğunu ve bu nedenle daha kolay korozyona uğradığını göstermiştir (30).

Bazı araştırmacılar da, düz bir yüzey yaptığı için çinkolu amalgamların tercih edilmesini, fakat nem kontrolünün zor olduğu vakalarda çinkosuz amalgamların kullanılmasını önermişlerdir (4).

Sınıf V kavite restorasyonlarında tercih edilen **altın**, klinik ömrü, biyouyumluluğu, marjinal karakteristiği ve dayanıklılığı iyi olmasına rağmen ekonomik olmaması ve estetik açıdan sakınca oluşurmasından ötürü günümüzde pek tercih edilmemektedir.

Son yıllarda altın, posterior dişler için restorasyon materyali olarak düşünülmeyle birlikte estetik olmadığından diğer materyallere göre daha az ön plana çıkabilmektedir. Ancak altının da her materyal gibi bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Altın dökümlerin diş renginde olmaması, diğer dolgu restorasyon maddelerinden daha pahalı olması ve altın alaşımların daha çok dikkat beceri, tecrübe ve teknik hassasiyet gerektirmesi dezavantajlarındandır. Ayrıca, altın alaşımların özenle hazırlandığında, kendiliğinden kırılmaması ve fraktüre olmaması, marjinal aralanma göstermemesi, altının diş yapısına benzer bir genişleme katsayısına sahip olması, tam ve stabil bir anatomik form sağlamaya imkan tanınması ve ayrıca altının ağız sıvılarını absorbe etmemesi, ağızda oksidasyona uğramaması, dişte renklemeye sebep olmaması gibi avantajları da mevcuttur (31). Direk altın restorasyonlar için tipik sınıf V kavite preparasyonu trapezoid şekildedir. Bu form, dişlerin klinik kronlarının gingival üçlüsünde, retansiyon ve estetik gereksinimleri sağlamaktadır. Altın restorasyonlar mükemmel ve uzun ömürlüdür (Yaklaşık 40-50 yıl) (31).

Servikal lezyonların tedavilerinde, yıllardır kullanılan restoratif tip **cam iyonomer simanlar**; diş sert dokularına bağlanabilen, biyouyumlu, flor salınımı

yapabilen ve termal genleşme katsayısı diş dokularına yakın olan restoratif materyallerdir (32).

Hem ışıkla hem de kendi kendine kimyasal olarak polimerize olan cam iyonomerler restoratif tedavi için kullanılmaktadır. Fakat bunlardan ışıkla polimerize olanlar fazla çalışma zamanı sağlaması ve fiziksel özelliklerinin gelişmiş olmasından dolayı daha çok tercih edilirler. Cam iyonomer simanlar kapsül sistemiyle çalışan gümüşlü ve gümüşsüz olarak iki tiptirler. Gümüşlü olanların basınca direnci yüksektir, düşük stresli kaviteelerde uygulanmaktadır (33).

Cam iyonomerlerin en önemli özellikleri adezyon ve flor salınımıdır (34,35). Mine ve dentine tutunmayı iyonik kuvvetlerin sağladığı sıkı köprülerle gerçekleştirirler (34-36). Kavite preparasyonu yapmaksızın ya da minimum kavite preparasyonu ile çok iyi tutuculuk sağlanmaktadır ve böylece mikrosızıntı en aza indirgenmektedir (33). Aşınma dirençleri az olmasına rağmen kole bölgesine gelen çiğneme kuvvetlerinin az olması ile bu bölgelerdeki restorasyonlarda tercih edilmektedirler (37).

Bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, fiziksel ve estetik özelliklerinin yetersizliği ve sertleşme reaksiyonu sırasında neme duyarlı olmaları, yeni materyaller geliştirilmesi yönünde çalışmaların devam etmesine neden olmuştur (2). Yapılan çalışmaların sonucunda rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer) olmak üzere iki farklı tip hibrit cam iyonomer siman üretilmiştir (38).

Kompomerler, servikal çürüklerin tedavisinde tercih edilen, poliasit modifiye kompozit rezinlerdir (38). Özellikleri itibariyle kompozit rezinlere daha yakındır. 1989 yılında Mathis ve Ferracane, cam iyonomer siman ve kompozit rezinlerin olumlu fiziksel özelliklerinin tek bir patta birleştiği bu yeni restoratif materyalleri geliştirmişlerdir (39). İçeriklerindeki monomer, kompozit rezinin polimerize olabilen grupları ile cam iyonomerin asidik gruplarını içermektedir. İlk sertleşme reaksiyonu ışık uygulaması ile metakrilat gruplarından başlatılır. Materyalin ortamdaki suyu absorbe etmesi sonucu asidik grup iyonize olur ve asit baz reaksiyonu başlar. Amaç, hem adeziv hem de çürük önleyici özelliklerin bir arada olduğu bir materyal elde etmektir (2, 40, 41).

Kompomerler, flor salınımı yaparlar ve antikaryojeniktir, mine ve dentine asitleme yapılmaksızın fizikokimyasal adezyon ile bağlanabilirler (42). Cam iyonomer ağırlıklı olduklarından, kompozitten daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirken dentine daha iyi adezyonlarından dolayı da daha az mikrosızıntı göstermektedirler (42,43). Ayrıca bu materyallerin kompozitlere benzer estetik özelliklere sahip olması, ışıkla sertleşmesi ve kaviteye uygulanmalarının fazla aşama gerektirmemesi, diğer olumlu özellikleri arasında yer alır (38).

Bu olumlu özelliklerinin yanında fiziksel özellikleri kompozit rezinlerden dayanıksız olduğundan bu dolgu maddelerinin özellikle posterior dişlerde kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (44,45). Bu nedenle, kompomerlerin daha çok, servikal bölgelerdeki abrazyon ve erozyon lezyonlarında, kama şeklindeki defektlerde ve tüm süt dişi restorasyonlarında kullanılabileceği bildirilmiştir (41).

Günümüzde adeziv restorasyonlarda başarılı sonuçlar vermeleri ve estetik üstünlükleri sebebiyle **kompozit rezinlerin** kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (2). Son yıllarda yapılan kompozit rezin araştırmaları, posterior dişlerde amalgama alternatif olarak kullanılma potansiyelinin arttığını göstermektedir (46,47).

Ayrıca kompozit rezinlerin performanslarını arttırmak ve fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla yeni teknolojik çalışmalar devam etmektedir. Bu gelişmelere paralel olarak nano büyüklüğünde doldurucu partiküller içeren kompozitler piyasaya sunulmuştur. Nano partiküller, mikrofil doldurucu içeren kompozitlerde olduğu gibi polisaj işleminden sonra düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlamakta ve materyale üstün estetik özellikler kazandırmaktadır. Bu tip partiküller içeren kompozit rezinlerin şekillendirilmesi kolay iken, dayanımları ve aşınmaya karşı dirençleri de yüksektir. Bu nedenle, nano partikül içeren rezinlerin kullanım alanlarının estetik üstünlükleri açısından benzer özelliklere sahip mikrofil doldurucu içeren kompozitlere göre daha fazla olduğu açıklanmaktadır (2, 48,49).

Kompozit rezinler, dişlerin kırılma dirençlerini arttırıp diş yapılarını da korurlar. Ekonomik olmaları, uygulanma kolaylıkları, toksik olmamaları, aynı seansta polisaj ve bitirme işlemlerinin yapılabilmesinden ötürü tüm kavitelerde kullanılabildikleri bildirilmektedir (50,51).

Kompozit rezinler, iki veya daha fazla farklı bileşenden oluşan organik bir matriksin ve ara bağlayıcı ajan uygulanmış inorganik doldurucu partiküllerin

polimerizasyonunu indükleyen bir sistem içerisinde birleştirilmesinden oluşurlar (52).

Dişhekimliğinde ilk kompozit rezin 1960 yılında üretilmiştir (53). Kimyasal olarak polimerize olan bu restorasyon materyali, Sınıf III, IV ve V kaviteelerde kullanılmıştır. Ancak doldurucu parçacıkların yoğunluğunun düşük ve büyük olmasından dolayı restorasyonların zaman içerisinde renklendiği saptanmıştır (54).

Işıkla polimerize olan rezinlerin 1970'lerde geliştirilmesi ile kompozit rezinlerde önemli bir adım atılmıştır. Daha sonra yapılan çalışmalar ise, ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin aşınma dirençlerinin ve renk stabilitelelerinin kimyasal kompozitlere göre çok daha iyi olduğunu göstermiştir (53).

Posterior kompozit rezinler 1980'lerde arka grup dişlerde kullanılmak amacıyla üretilmiştir. Doldurucu parçacık boyutları azaltılırken doldurucu miktarları da artırıldığından aşınma dirençleri artmıştır. Bununla birlikte posterior kompozitlerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla sonraki yıllarda, kompozitlerin yapısına katılan parçacık büyüklüklerinin 0,6-0,7 μm 'ye kadar indirilmesi restorasyonun yapısındaki partiküllerin daha düzgün bir yapıya sahip olmasını sağlamış ve böylece kaviteye uygulanmaları daha kolay ve cilalama işlemleri daha iyi olan kompozit rezinler geliştirilmiştir (55).

Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

- A. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- B. Ultraviyole ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- C. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- D. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

2. Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

- A. Kondanse olabilen kompozitler
- B. Akışkan kompozitler

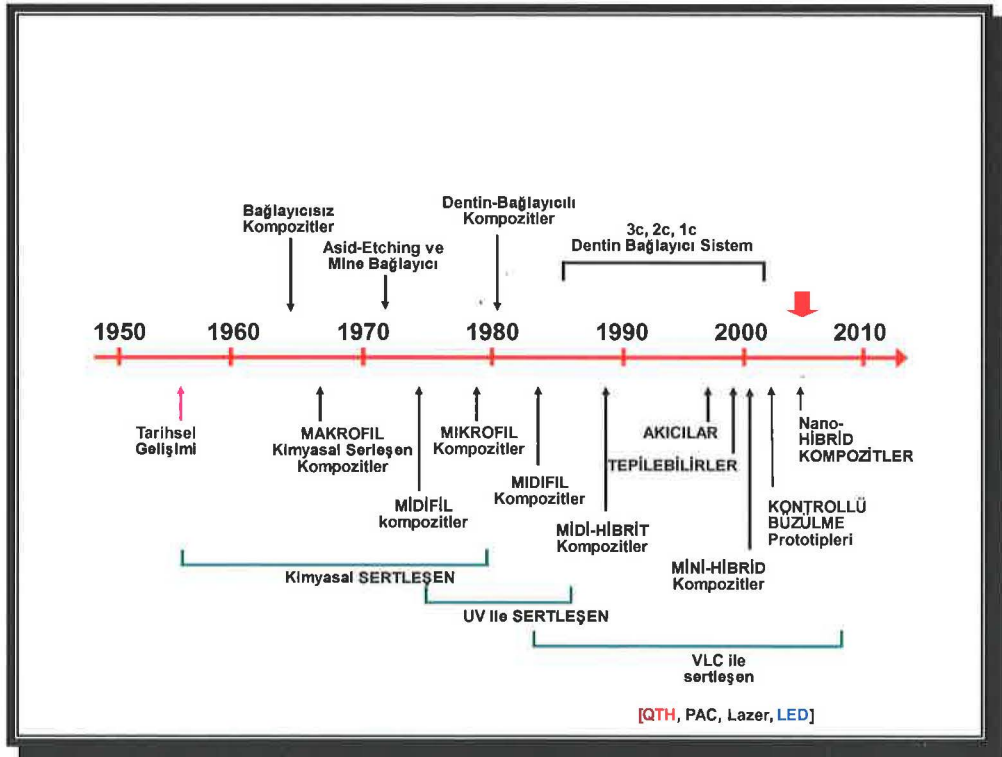
3. Partikül büyüklüğünü temel alan sınıflamaya göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

- A. Geleneksel (makrofil ve midifil) kompozit rezinler
- B. Küçük partiküllü makro dolduruculu kompozit rezinler (fine particle)
- C. Mikro dolduruculu kompozit rezinler
- D. Hibrit kompozit rezinler olarak sıralanabilir (53).

Kompozitler içerisine konulan doldurucu partiküller büyüklüklerine göre;

- A. Makro doldurucular (10-100 μm büyüklüğünde)
- B. Midi doldurucular (1-10 μm büyüklüğünde)
- C. Mini doldurucular (0.1-1 μm büyüklüğünde)
- D. Mikro doldurucular (0.01-0.1 μm büyüklüğünde)
- E. Nano doldurucular (0.005-0.01 μm büyüklüğünde) şeklinde gruplandırılabilirler.

Kompozitlerin gelişim süreci kronolojik olarak **tablo 1**'de gösterildiği şekildedir (56).



Tablo 1: Kompozitlerin Gelişim Kronolojisi

Kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerin boyutu, kompozitin cilalanabilirliğini ve parlaklığını doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle partikül boyutları küçük olan kompozit rezinler ile yapılan restorasyonlarda cila işlemi daha kolay olmakta ve dolayısıyla daha estetik bir bitirme sağlanabilmektedir. Kompozit rezinlerin içerisindeki doldurucu partiküllerin miktarı fiziksel özellikleri ile ilişkilidir. Bu yüzden kompozit rezinlerdeki daha yüksek oranda doldurucu partikül içeriği, daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmalarını sağlamaktadır (57). Bu sayede ön ve arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılacak yeterli mekanik özelliklere sahip kompozit rezinler üretilmektedir (58). Daha önce yapılan deneysel çalışmalarda, yüksek dolduruculu kompozitlerin ısıl genişleme katsayıları, su emilim miktarları ve polimerizasyon büzülmeleri azalırken, elastik modülleri, çekme dayanımları ve kırılma dayanımlarının arttığı belirtilmiştir (57).

Günümüzde yapılan çalışmalarda, kompozit materyalinin aşınma direnci, basma ve çekme dayanımı, ayrıca yüzey sertliği gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yoğunlaşmıştır. Nano teknolojinin rezin kompozitlerde uygulanması bu alanda meydana gelen en önemli gelişmedir. Nano teknoloji, 0.1-100 μm boyutundaki çeşitli materyal ve yapıların üretilmesi ve kullanılması için çeşitli kimyasal ve mekanik yolların uygulanması olarak bilinmektedir (59).

Hibrit kompozitlerde, doldurucu partikül boyutu 8-30 μm iken mikro hibrit kompozitlerde bu oran daha da azalarak 0.7-3.6 μm arasındadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise 5-100 μm boyutlarında yeni doldurucular geliştirilmiştir. Böylece nano kompozitlerin dayanıklılığı ve sertliği arttırılmaktadır (60). İçeriğinde zirkonyum silika veya nano silika partiküller bulunan 25 nm boyutunda nano partiküller ve 75 nm boyutunda nano toplayıcılar sayesinde kompozit rezinlerin geliştirilmesi sağlanmıştır. Yüksek oranda doldurucu içerik sayesinde polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanırken, çekme, basma ve kırılma dayanımı arttırılmıştır (61).

Kompozit rezinlerin estetik özellikleri ve aşınma dayanımları arttırılmış olmasına rağmen, polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak restorasyon ile diş arasındaki kenar uyumunun tam sağlanamaması halen önemli bir problemdir. Modern kompozit rezinlerin mekanik özellikleri geliştirilmesine rağmen yetersiz

izolasyon, polimerizasyon büzülmesi, giriş zoruğu adezyonu zayıflatabilmektedir (50).

Bunun sonucunda polimerizasyon büzülmesi restorasyonun kenar uyumunu olumsuz yönde etkiler ve kavite duvarı ile rezin arasında bir boşluk oluşur. Sıvılar, bakteriler, iyonlar bu boşluktan içeriye sızarlar. Kenar sızıntısı adı verilen bu dinamik olay marjinal renklenmelere ve kırılmalara, sekonder çürüklerin oluşmasına, postoperatif hassasiyetlere ve sonuçta pulpa yıkımlarına neden olmaktadır (62).

Servikal bölgeler gibi nem kontrolünün zor olduğu alanlardaki olası kontaminasyonlar da ayrıca kompozitlerin polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemektedir. Servikal çürüklerin tedavisi sonrasında restoratif materyal ve diş dokuları arasında oluşan mikrosızıntı, bu tip restorasyonların en önemli klinik başarısızlık nedenleri arasında yer almaktadır (7,63).

Mikrosızıntı, ağız sıvılarıyla temasa geçen restoratif materyal ile kavite duvarı ara yüzeyinden iyon, molekül, bakteri ve sıvı geçişine neden olur. Özellikle anterior dişlerin servikallerinde estetik üstünlükleri ve farklı renk seçenekleri nedeniyle kompozitlerin kullanımı ön plana çıksa da bu bölgelerde kompozit rezinlerle iyi bir kenar uyumu sağlamanın güç olduğu belirtilmektedir (21,49).

Mikrosızıntının nedenleri arasında, kullanılan dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, kullanılan dolgu materyalinin polimerizasyon esnasında büzülmesi, zaman içerisinde dolgu yüzeyinin aşınması, dolgunun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, dolgu yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizliği sayılabilir (64-66).

ocuk ve yaşlı hastalarda sık rastlanan kole çürükleri, diğer kavite tiplerine oranla mikrosızıntıdan daha fazla etkilenmektedirler. Bu durum servikal bölgedeki mine kalınlığının azlığı, bu bölgedeki histomorfolojik yapı farklılıkları, devamlı bir cep sıvısı akışının olması veya değişik sebeplerle gelişen nem kontaminasyonu gibi sebeplerle açıklanmaktadır (67-69).

Mikrosızıntıyı azaltmak ya da tamamen elimine edebilmek amacıyla kavite tekniklerinde modifikasyonlar ve mevcut materyalleri değişik yöntemlerle uygulama gibi çalışmalar yapılmış, ancak istenen düzeyde başarılı olunamamıştır (68-70).

Bir kompozit restorasyonun kullanım süresi uzunluğuna etki eden temel faktörler arasında yer alan monomer değişim derecesi, polimerizasyon için kullanılan ışığın enerji yoğunluğuna ve uygulama süresine bağlıdır (71). Fakat monomer değişim derecesinin artması ile artan polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinlerin halen en önemli sorunlarıdır (72). Polimerizasyon büzülmesinin en önemli sonucu, yapı içinde oluşan streslerdir. Bu stresler, kavite duvarları ile kompozit rezinler arasında bağlanma sorunlarına neden olur ki, bu da mikrosızıntı ve bu nedenle gelişen önemli sorunların temelini teşkil eder (71).

Dentinde, kavite açılması sonucunda smear tabakası oluşmakta ve bir süre sonra dentin kanalcıkları içerisinde bulunan dentin lenfi, smear tabakayı geçerek pulpal basınç ile kavite tabanına akmakta ve kalan dentin yüzeyini ıslatmaktadır. Dentini ıslatan bu sıvı, ilk kullanıma giren bağlayıcı ajanların dentine adezyonunu olanaksız kılmıştır. Dentine adezyonu etkileyen faktörler **tablo 2** de özetle gösterilmektedir (73).

<i>Dentinin Mikrostrüktürel Yapısı</i>	Smear tabakasının durumu	Asit ve primerler <ul style="list-style-type: none"> ⊕ Smear tabakasını etkilemez ⊕ Smear tabakasını modifiye eder ⊕ Smear tabakasını tamamen uzaklaştırır ⊕ Smear tabakasını eritir
	Dentinin dokusunun kalınlığı	Pulpaya yaklaştıkça dentindeki tübül sayısının artması bağlanma dayanımının azalmasına sebep olur
	Dentindeki skleroz	Dentindeki sklerotik değişiklikler bağlanmayı olumsuz etkiler.
<i>Dişe Ait Faktörler</i>	Lezyonun şekli ve büyüklüğü	İnsizal ve gingival duvarları 135°'den az açıldırılmış girinti şeklindeki lezyonlarda bağlanmada başarı sağlanmasına rağmen, 2 mm.'den az insizo-gingival yüksekliği olan ve 1mm'den sığ kavitelelerin %66'sında bağlanmanın azaldığı bildirilmiştir.
	Dişin esnekliği	Okluzal yüze uygulanan kuvvetler servikal bölgede oluşturduğu stresler (abfraksiyon), restorasyonun dişten ayrılmasına sebep olabilir.
<i>Hastaya Bağlı Faktörler</i>	Okluzal stresin derecesi	Heymann ve arkadaşları okluzal stres varlığıyla kole dolgularının düşmesi arasında ilişki olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca yaşlı hastalarda dolguların düşme oranının daha fazla olduğunu göstermiştir .
	Yaş	

Tablo 2: Dentine Adezyonu Etkileyen Faktörler

Son dönemde kullanıma giren yeni sistem dentin bağlayıcı ajanlar esas olarak, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), 4-metakriloksietil trimellitit anhidrit (4-META) ve 2-metakriloksietil fenil fosfat (Fenil-P) gibi hem hidrofilik hem de hidrofobik uçlar içeren metakrilat esterlerdir. İçerdikleri hidrofilik ve hidrofobik uçlar sayesinde dentin lenfi içine dolayısı ile dentin kanalcıkları içerisine girebilmektedirler (74). Kanalcıklar arasındaki dentin alanlarında açığa çıkan kollajen ve kısmen yıkıma uğramış hidroksiapatit kristalleri ile bağlanarak oluşturdukları mikromekanik ve kimyasal adezyon ile dentinde "Hibrit Tabaka" adı verilen bir alan oluşmaktadır (65,75).

Dentin bağlayıcı ajanlar ile oluşan hibrit tabakası ile mikrosızıntının önlenmesi hedeflenirken, operasyon sonrası oluşabilecek pulpa hasarı ve duyarlılığın da önüne geçilebileceği savunulmuştur. Fakat smear tabakasının kaldırılması ile

bakteri ve toksinlerinin pulpaya ulaşabilmesi kolaylaşırken açılan kanalcık ağzları nedeniyle dentin lenfi akışının hızlandığı ve duyarlılığın arttığı ileri sürülmektedir. Yine hibrit tabakasının oluşabilmesi için intertübüler dentin dolayısı ile dentin mevcudiyeti gereklidir (74). Direkt pulpa kuafajı uygulamalarında bunun mümkün olmadığı bildirilmiştir (65).

Bazı araştırmacılar, yeni geliştirilen dentin bağlayıcı ajan sistemleri ile oluşturulan hibrit tabakasından mikron veya daha düşük seviyelerde sızıntı oluştuğunu göstermişler ve buna da "nanosızıntı" adını vermişlerdir. Uygulanan dentin bağlayıcı ajanlar için her ne kadar üretici firmalar boşluksuz (gap-free) terimini kullansalar da oluşan hibrit tabaka içerisinde boşluklar meydana gelebilmekte veya bu tabakanın kendisi poröz bir yapıda oluşmaktadır. Oluşan bu boşluklar ve poröz yapı sızıntı için bir geçiş yolu teşkil etmektedir (75).

Pek çok farklı teknik göstermiştir ki, restorasyonların marjinalinden iyon ve moleküllerin geçişine bu boşluklar izin vermiştir. Materyalin kendi özelliklerinden kaynaklanan dişe zayıf bağlanma veya hekimin uygulama hatasından dolayı mikrosızıntı oluşabilmektedir. Dişin sert dokuları restoratif materyalin kendi genişleme katsayısı ve ısıyı iletme derecesine göre tepki vermektedir. Maddeler arasındaki farklı genişleme ve iletkenlik katsayıları, ara yüzden ağız sıvılarının ve mikroorganizmaların sızmasına neden olmaktadır (75).

Günümüz restoratif diş hekimliğindeki yaklaşım, diş yapısının korunarak minimal preparasyon ile en iyi restorasyonu elde etme yönündedir (2,18, 49). Çürüğe yaklaşımın değişmesi ile materyal biliminin gelişmesi diş hekimliğinin yeni formuna büyük katkı sağlamıştır. Artık başarılı bir materyal denilince sadece yüksek dirençli ve az aşınma gösteren materyaller değil, aynı zamanda estetik ve biyouyumluluk özelliklerini de gösteren materyaller akla gelmektedir (46, 48,51). Fakat geliştirilmiş bağlanma mekanizmaları ile geliştirilen yeni restoratif materyallerin diş dokusuna kolayca bağlanabilmesi restorasyonların uzun ömürlü olması açısından önemlidir (76).

Buonocore'un 1955 yılında yapmış olduğu çalışmada, dişi adezyona uygun hale getirmek için dişhekimliğinde ilk defa mine yüzeyine fosforik asit uygulamasından bu yana, adeziv dişhekimliğinde önemli ilerlemeler olmuştur (77).

Bu uygulamayı takiben birçok araştırmacı dişte minimum madde kaybı oluşturarak daha konservatif bir yaklaşım için yeni adeziv teknikleri araştırmışlardır (74).

Bu çalışmalarda akrilik rezinin, mineye %85'lik fosforik asit uygulanmasıyla bağlanabileceğini öne sürmüşlerdir. Bu amaçla, fosforik asit, farklı konsantrasyonlarda denenmiş ve sonuç olarak, özellikle çürükten etkilenmiş dokularda yeterli demineralizasyonun sağlanması için ideal fosforik asit konsantrasyonununun %32-35 olduğu görülmüştür (74).

Kullanılan pürüzlendirme ajanlarının çoğunluğu %30-40'lık fosforik asit içerirler ve kompozitin mineye ortalama 20 Mpa'lık bir kuvvetle bağlanmasını sağlarlar (78). Mine dokusuna rezinin bağlanma prosedürü, asitle pürüzlendirmeyi takiben düşük viskoziteli bir rezinin uygulanmasını içerir. Asitle pürüzlendirme işlemi, minede ortalama 5-50 µm derinliğinde poröz bir tabaka oluşturur. Pürüzlendirilmiş minede, düzensiz yapısıyla doldurucusuz rezinler için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşmaktadır. Düşük viskoziteli bir rezin uygulandığında rezin, oluşmuş olan bu yüzeyin mikroporlarından akar ve polimerize olduğunda ise mine ile mikromekanik bir bağlantı sağlandığı görülür (79-82). Günümüzde restoratif materyallerin geleneksel yöntemlerle dişe uygulanması yerini bütünüyle diş dokusunu konservatif olarak koruyan adeziv yöntemlere bırakmıştır (83).

DENTİN ADEZİV SİSTEMLERİNİN KUŞAKLARA GÖRE SINIFLANDIRILMASI

Birinci Kuşak Adeziv Sistemler

Buonocore ve arkadaşları, gliserofosforik asidin kullanımıyla dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentine bağlanabildiğini göstermişlerdir. Bu çalışmada biyofonksiyonel rezin molekülüyle hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim sonucu bağlandığı düşünölmüştür (84).

1965'de Bowen; N-Phenylglycin-glycidyl-methacrylate (NPG-GMA) kullanarak dentine bağlanmayı düşünmüştür. Bu molekölün bir ucu dentine bağlanırken diğer ucunun kompozit rezine bağlanabileceği iddia edilmiştir. Bu sistemde dentinal adezyon artmış ancak bağlanmanın yine yetersiz olduğu ve makaslama bağlanma dayanımının ise 2-5 MPa olduğu tespit edilmiştir (85).

İkinci Kuşak Adeziv Sistemler

Bu gelişmeleri takiben 1970'lerin sonunda 2. kuşak bonding ajanlar üretilmiştir. Bu kuşağın ana maddesi doldurucusuz rezinin halofosfor esterleri, Bis-GMA (Bisphenol A diglycidylether methacrylate) veya HEMA (Hydroxyethyl methacrylate) dir (86). 2. kuşak bonding ajanların bağlanma mekanizması klorofosfast grupları aracılığıyla kalsiyuma iyonik bağlanmadır (87). Bu ürünler, kollajene ve smear tabakasına bağlanma özelliklerinden dolayı dentine 10 MPa'dan fazla makaslama bağlanma dayanımı göstermektedir (87,88). Bu gruptaki bağlanma, kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı koymasının yetersizliğinden ötürü restorasyon etrafında aralık oluşumuyla (gap formasyonu) sonuçlanmaktadır (89). Bu gruptaki sistemlerin zayıf bağlanmasının esas nedeni dentin yerine smear tabakasına tutunma olarak açıklanmaktadır (90).

Üçüncü Kuşak Adeziv Sistemler

Smear tabakasının modifiye edilmesinin veya tamamen kaldırılmasının 3. kuşak dentin bonding sistemler sayesinde dentinin asitle pürüzlendirilmesiyle sağlandığı bildirilmiştir (91). Bağlanmanın ana mekanizması inter, intra ve peritübüler dentinin ilk 1-5µm.lik bölümüne mikro mekanik bağlanmadır. Asitleme dentinal tübülleri genişleterek geçirgenliği arttırmaktadır. Primer uygulanmadan önce asit tamamen yıkanmalıdır. Primer uygulanmasını takiben doldurucusuz bir rezin monomer (bağlayıcı ajan) dentin ve mine üzerine sürülür. Bu sistemlerin çoğunda fosfat primerleri smear tabakasını yumuşatarak modifiye eder. Penetrasyondan sonra polimerize edilir ve sert bir yüzey oluşur. Primer sürüldükten sonra kompozitin tutunabilmesi için adeziv rezin uygulanmaktadır. 1990'dan önce dentini çevreleyen smear tabakasına bağlanma yetersiz kalmıştır (92). Bu bonding sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı 14-20 MPa arasındadır ve mikrosızıntıyı azaltmada daha başarılı oldukları bildirilmiştir (93).

Dördüncü Kuşak Adeziv Sistemler

Smear tabakasının tamamen kaldırılması 4. kuşak bonding sistemlerle başarılmıştır. Fusayama ve arkadaşları, %40'lık fosforik asitle dentin ve mineyi asitlemiştir (94). 1982'de Nakabayashi ve arkadaşları, polimerize edilmiş metakrilat ve dentinle bir hibrit tabakanın oluştuğunu bildirmiştir. Hibrit tabakası, diş sert dokularında yüzey ve altındaki tabakanın demineralizasyonunu takiben infiltre olan monomerin polimerizasyonu ile oluşan bir yapıdır (95).

"Total-Etch" tekniğinin kullanılması 4. kuşak bonding sistemlerin karakteristik özelliğidir (95,96). "Total-Etch" tekniği mine ve dentinin %15-20'lik fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmesine dayanır. Bu teknikte yüzey kollajenlerinin büzülmesini engellemek için dentin hafif nemli bırakılmalıdır. Uygulanan primer solüsyonu açığa çıkan kollajen ağın içine girerek hibrit tabakayı oluşturur (97). Buna ilaveten bu kuşaktaki bonding sistemler nemli dentine, metale ve amalgama bağlanma gibi özellikler de gösterirler. Bu adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı 17-26 MPa'dır (98).

Çok basamaklı sistemlerin klinik uygulanmasının karmaşık olması nedeniyle tek aşamalı sistemlerle bağlayıcıların uygulanması kolaylaştırılmaya, basamakları azaltılmaya ve hibrit tabakada görülen porozite azaltılmaya çalışılmıştır (99).

Beşinci Kuşak Adeziv Sistemler

Bu sistemler, adeziv materyallerin hekimler için daha kolay bir şekilde uygulanabilmesini sağlamıştır. Bu sistemlerde klinik uygulamayı kolaylaştırmak için primer ve bonding tek şişe içerisinde kombine edilmiştir. Mine ve dentinin %35-37'lik fosforik asitle 15-20 saniye asitlenmesinden sonra uygulanırlar. Bu bonding sistemler, dentinle adeziv rezin arasında "rezin taglar" sayesinde hibrit tabaka oluşturur ve hem mine hem de dentinde yüksek bağlanma dayanımı gösterirler (100-102). Makaslama bağlanma dayanımı 14-28 MPa'dır (103). Bununla birlikte, 5. kuşak sistemlerdeki ilerlemelere rağmen "Total-Etch" yöntemi uygulanırken teknik olarak hassas hareket etmek gerekir.

Donra sonraki dönemlerde Watanabe ve Nakabayashi, içinde %30'luk HEMA ve %20'lik phenyl-P içeren mine ve dentine bağlanabilen akışkan bir sıvı geliştirmiştir. Bu sisteme ise "Self-etching sistem" adı verilmiştir (104). Bu sistemde

asitleme ve primer uygulama safhalarının birleştirilmesi çalışma zamanını azaltmıştır. Uygulanan asidin yıkanma safhasını ve aynı zamanda kollajenlerin aşırı kurumaya bağlı çökme riskini ortadan kaldırmıştır (104,105). Buna karşın “Self-etching primer” sistemlerin, mine üzerinde fosforik asit uygulamasına göre daha az etkili olduğu ifade edilmektedir (106).

Bağlayıcı sistemler laboratuvar şartlarında bağlanma dayanıklılıkları açısından karşılaştırıldıklarında tek şişe sistemlerle, “self-etching primer” sistemler arasında istatistiksel bir fark görülmemiştir (106). “Self-etching primer” sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı 20-35 MPa’dır (103). Laboratuvar ve klinik çalışmalarda, tek şişe sistemlerin mine kenarlarında “self-etching primer” sistemlere göre daha başarılı olduğunu bildiren çalışmaların da mevcut olduğu bildirilmektedir (104).

İlk üretilen “self-etching” sistemler iki basamakta uygulanmaktaydı. 2000’lerin başında tek basamaklı “self-etching” bağlayıcı ajanlar üretilmeye başlanmıştır. Bu sistemlerde yine asidik bir primer eklenerek asitleme ortadan kaldırılmıştır. Mine ve dentine uygulanan adeziv tek solüsyondur ve tek basamakta uygulanır (All-in-One). Bu ajanlarda asidik solüsyon ve adezivin dentine uygulanmadan önce karıştırılması gerekmektedir. Bu bağlayıcı sistemlerin ilk geliştirilenleri dentinde yeterli derecede bağlanma sağlayabilirken minede daha az bağlanma olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebi asidik solüsyonun kabı içerisinde saklanamamasından kaynaklanabilir. Self-etching sistemler, dentini “total etch” sistemlere göre daha az agresif olarak asitlediğinden, demineralize dentine asitleme esnasında rezin tam olarak penetre olmaktadır. Ayrıca smear tıkaçları kaldırılmadığı için dentin tübülleri tıkalı kalmakta ve bundan dolayı daha az post operatif hassasiyete sebep olmaktadır (107-109).

Altıncı Kuşak Adeziv Sistemler

Bu sistemle beraber bağlayıcı sistemlerin gelişiminde birkaç akım belirgin hale gelmiştir. Günümüzde “Self-etching adeziv” sistemlerin uygulanması ile bağlayıcı ajanın uygulanması esnasında dentin ve mine için ayrıca asit kullanılması gerekmemektedir. Böylece, uygulama basamakları ve şişe sayısı azalmaktadır. Son yıllarda üretilen bağlayıcıların tek kullanımlık olması dezenfeksiyon bakımından

avantaj sağlamaktadır (107-109). Finger ve Tani, yaptıkları çalışmada “self-etching primer” adezivlerin dentindeki nem oranının değişmesinden etkilenmediğini ifade etmişlerdir (110).

Yedinci Kuşak Adeziv Sistemler

Bu sistem ajanlar, 2002'nin sonlarında üretilmiştir. 7. kuşağın ilk örneği olan iBond, 6. kuşak adeziv ajanlara ilaveten içerdikleri Gluma (glutaraldehit) sayesinde dezenfeksiyon ve hassasiyet giderici özellik sağlamaktadır (111).

Yapılan bir çalışmada Gluma'nın bağlanma kuvvetine herhangi bir etkisinin bulunmadığı saptanmıştır (112). Bu sistemde asit, primer, bağlayıcı ve hassasiyet giderici tek bir şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle 6. kuşak adeziv sistemlerde olduğu gibi ilave bir karıştırma ve yerleştirme safhasına gerek yoktur. Fakat optimal kullanım için iBond'un buzdolabında saklanması (4°C-10°C) ve kullanılmadan önce oda ısısına getirilmesi tavsiye edilmektedir (113). Şişe formunun da kullanılmadan önce çalkalanması önerilmektedir (113). Laboratuvar çalışmaları marjinal sızıntının ve bağlanma kuvvetinin 6. kuşak adeziv sistemlerinkine eşit olduğunu göstermiştir (111).

Tani ve Finger, yaptıkları bir çalışmada iBond'un makaslama bağlanma dayanımının 16-20 MPa olduğunu belirtmişlerdir (113). Aynı çalışmada iBond'un üretici talimatlarına uygun olarak kullanıldığında herhangi bir kenar aralığı oluşturmadığı tespit edilmiştir (110).

Buna rağmen Abo ve arkadaşları, “self-etching primer” adeziv sistemlerin mikro- sızıntıyı engellemede daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (92). Abo ve arkadaşları, iki basamaklı self-etching adeziv sistemler ile 7. kuşak bonding sistemlerin dentine bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak hiçbir farklılık bulamamış ve her iki sistemin de smear tabakasını uzaklaştırdığını ve altındaki mine tabakasını açığa çıkarttığını bildirmişlerdir (114).

Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi ve sınıflandırılması **tablo 3**'te gösterildiği şekildedir (73).

Makaslama bağlanma dayanımlarına göre dentin adeziv sistemlerin sınıflandırılması	Dentine bağlanma dayanımları 5-7 MPa arasında olan dentin adeziv sistemleri	
	Dentine bağlanma dayanımları 8-14 MPa arasında olan dentin adeziv sistemleri	
	Dentine bağlanma dayanımları 17 MPa'dan fazla olan dentin adeziv sistemleri	
Dentin adeziv sistemlerinin kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması	Oksalat Sistemler	
	Gluteraldehit/HEMA	
	Hidrofilik monomer/Bis-GMA	
	Poliheksinat metakrilat Rezin	
	Fosfanat dimetakrilat/Fosfanat Bis-GMA	
Dentin adeziv sistemlerinin Kuşaklara göre sınıflandırılması,	1. Kuşak	
	2. Kuşak	
	3. Kuşak	
	3. Kuşak	
	5. Kuşak	
	6. Kuşak	
	7. Kuşak	
Asitleme şekline göre	Total- Etch	3 Basamaklı 2 Basamaklı
	Self Etch	2 Basamaklı 1 Basamaklı

Tablo 3: Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi ve sınıflandırılması

Adeziv sistemler, rezin esaslı materyallerin kavite kenarlarına adaptasyonunu arttırmak, mikrosızıntı ve postopertif hassasiyeti azaltmak amacıyla kullanılmaktadır (1)."Self-etching" adeziv sistemlerin, teknik hassasiyetlerinin az olması, klinik uygulamalarının daha kısa süreli olması, asitleme-yıkama ve kurutma işlemlerinin olmaması avantajdır. Ayrıca bu sayede ortaya çıkabilecek fazla asitleme veya aşırı kurutma riskinin ortadan kalkması gibi nedenlerden dolayı son dönemlerde klinisyenler tarafından tercih edilmektedir (115). Self-etching adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmaz, yalnızca çözerler, ayrıca smear tabakasının altındaki

dentini de kısmen demineralize etmektedirler (20,21). Self-etching adezivler pH derecelerine göre hafif, orta ve kuvvetli olarak sınıflandırılabilirler. Hafif self-etching adezivlerin, dentine infiltre olduklarında daha ince bir hibrit tabaka oluşturdukları ifade edilmiştir. Kuvvetli self-etching adezivler ise dentine daha derin infiltre olabilmektedirler. Böylece oluşan hibrit tabaka 2-3 mikron kalınlığa ulaşabilmektedir. Bu kuvvetli self-etching sistemler su ile çalkalanmadıkları halde diş dokusunda oluşturdukları ince morfolojik yapıların “total-etch” sistemdekilere benzediği ifade edilmektedir (116).

Geleneksel adeziv sistemlerde, total-etch işleminin klinik uygulamasında klinisyenlerin daha fazla çalışma ve uygulama hassasiyeti göstermesi gerekmektedir. Aksi takdirde, dentinin asit ile aşırı pürüzlendirilmesi bağlanmayı zayıflatabilirken, asit uygulanmasından sonra dentinin aşırı kurutulması ise kollajen fibrillerin büzülmesine neden olabilmektedir. Ayrıca bu adeziv sistemlerde nem kontrolünün sağlanması da önemli derecede hassasiyet gerektiren bir faktördür. Self-etching adezivlerde ise asitleme sonrası suyla çalkalama yapılmaması, işlem basamaklarını azaltarak daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir. Özellikle asit uygulama sonrası, hava ile kurutma sırasında kollajende oluşacak büzülme ya da “wet-bonding” yönteminde aşırı nemli bırakılma problemlerinin önüne geçilmesine olanak sağlamaktadır (21). 4.,5.,6.,7.kuşak adezivlerin uygulanması, içerikleri ve bağlanma dayanımları **tablo 4**'te gösterilmektedir (73).

	Total etch		Self-etching		
	4.Kuşak	5. Kuşak: One bottle sistem	6. Kuşak (İki basamaklı) Self-etching	6. Kuşak (Karıştırma gerekli) All-in-One	7. Kuşak (Karıştırma gerekli değil)
Mine ve dentinin asitlenmesi	Asit	Asit	Self-etching primer	Self-etching primer	Self-etching priming
Dentine priming uygulanması	Primer	Self priming rezin	Self-etching primer	Self-etching primer	Self-etching priming , desensitizasyon, dezenfeksiyon
Mine ve dentinin örtülmesi	Adeziv Resin	Self priming rezin	Adeziv Resin	Self-etching Resin	Self-etching priming desensitizasyon, dezenfeksiyon
İçeriği	Aseton esaslı Na-N-tolyglycine glycidylmethacrylate monomer	Alkol esaslı HEMA (2-hydroxyethylmetacrilate) monomer	Aseton esaslıdır BİS-GMA, BPDM (Biphenyl-dimethacrilate)	Su veya aseton esaslıdır. Bis-GMA ve HEMA monomer	Aseton esaslıdır 4-Metacryloxyethyl Trimellianhydride ve UDMA monomer
Bağlanma dayanımı	17-26 MPa	14-28 MPa	20-35 MPa	12-29 MPa	16-20 MPa

Tablo 4: 4.,5.,6.,7. kuşak adezivlerin uygulanmaları, içerikleri ve bağlanma dayanımları

Restoratif diş hekimliğinde dolgu maddeleri ile kavite duvarı arasındaki mikrosızıntı uzun yıllardır araştırmacıların incelediği bir konudur. Bu nedenle diş ile restorasyon arasındaki geçirgenliği incelemek için bir çok teknik ve yöntem geliştirilmiştir.

Bunlardan in vivo test yöntemleri, in vivo olarak ağız içi ortamda mevcut restorasyonun kenarlarının durumunu, renk değişikliğini, radyolojik görüntüyü ve bir sond yardımıyla bölgenin kontrolünü ve bunun sonucunda elde edilen değerlerin değerlendirme kriterlerine göre karşılaştırmalı olarak incelenmesini gerektirmektedir. Bu işlemlerin takibi in vivo olarak hem güç hem de zahmetlidir.

Bu nedenle sızıntı değerlendirmeleri in vitro koşullarda yapılmaktadır. İn vitro olarak mikrosızıntının değerlendirilmesinde boya sızıntı yöntemi, elektrokimyasal sızıntı yöntemi, otoradyografi yöntemi, insan serumu sızıntısı yöntemi, bakteriyel sızıntı yöntemi, sıvı filtrasyon yöntemi, gaz kromatografisi yöntemi, tarama elektron mikroskobu analizi, kimyasal işaretleyiciler, nötron aktivasyon analizi gibi pek çok yöntem mevcuttur (86).

MİKROSIZINTI TESPİT YÖNTEMLERİ

Boya Sızıntı Yöntemi; Mikrosızıntı çalışmalarında organik boyalar kolay ve ekonomik olduğu için diğerlerine oranla daha çok kullanılmaktadır (117). Bu tür çalışmalarda %0.5-%2 bazik fuksin, %2 anilin mavisi, %0.2-%2 metilen mavisi, %20 floresan, % 0.01 akrinin turuncusu, %0.25 toluidin mavisi, %2 eritrosin, %0.05 kristal violet, %50 gümüş nitrat gibi çeşitli boya solüsyonları ve belirtilen konsantrasyonları kullanılmaktadır. Bunlar arasında % 1-2'lik metilen mavisi en çok kullanılan boya solüsyonudur (118,119,120).

Çalışmalarda boyaların hazırlanma yöntemi de çok önemlidir. Metilen mavisinin fosfat ilavesiyle tamponlanmadığı durumlarda asidik yapıda olduğu ve insan dışındaki kalsiyumu çözerek mikrosızıntı sonuçlarını yanıltabileceği ifade edilmektedir. Bununla birlikte, bazik fuksinin özellikle propil glukol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyon çürük dentine bağlanma özelliğine sahiptir. Böyle durumlarda dentinin boyanması yanlış sonuçların elde edilmesine sebep olmaktadır (121).

Boya sızıntı çalışmalarında örneklerin boyada kalma süresi 24 saatten altı aya kadar değişebilmektedir. Boyama yönteminin suda çözünebilmesi, dişin sert dokularıyla reaksiyona girmemesi, hızlı, direk ve hatasız ölçümlere olanak tanınması, mikrosızıntı skorlamasının görülebilen ışık altında yapılabilmesi ve dentin matriksi veya apatit kristalleri tarafından yüzeyde tutulması gibi avantajlara sahip olduğu gösterilmiştir (122,123,124).

Elektrokimyasal Yöntem; Apikal sızıntının uzun bir gözlem süresi içinde nicel olarak ölçülmesini sağlamak için geliştirilmiş hassas bir tekniktir (125). Bu yöntemde, dışarıdaki bir güç kaynağına bağlı iki metal parçasının bir elektrolit içine

daldırılması ve bu metaller arasında bir elektrik akımı oluşturulmasıyla ölçüm yapılır. Bu devreden geçen akımdaki değişiklik bize boşluklar arasındaki boyut değişimini gösterir. Kavitenin boyutu sabit olduğundan devrede ölçülen değer, materyalin boyutsal değişimidir. Bu teknik, aynı dişin uzun gözlem periyodunda ölçümüne ve kıyaslanmasına olanak sağlar. Diş örneğinin tahribatı söz konusu olmadığından boşluklar arası boyut değişimi çok uzun bir zaman diliminde gözlemlenebilir (125,126).

Otoradyografi Yöntemi; Çok ufak sızıntıların tespitine olanak sağlayan yöntemlerden birisi de radyoaktif izotop kullanılmasıdır. En küçük boya partikülü 120 nm iken, bir izotop 40 nm ebatlarındadır. En sık kullanılan izotoplar Ca^{45} , Na^{22} I^{131} , C^{14} dur. Çalışmada kullanılan diş, izotop solüsyonuna birkaç saatliğine bırakılır, sonra dişlerin incelenecek kısımlarından kesit alınır ve fotoğraf filmine aktarılır. Otoradyografi yöntemi alfa veya beta partiküllü bir fotoğraf filminin enerji durumunu ışığın hareketine benzer olarak şekil değiştirebilme esasına dayanmaktadır (127). Bu yöntemin en büyük dezavantajı, sonuçların subjektif olarak değerlendirilebilmesidir. Diğer dezavantajlar ise tekniğin çok pahalı olması, kompleks olması ve ek önlemler alınmasını gerektirmesidir (127,128).

Bakteriyel Mikrosızıntı Yöntemi; Bu yöntemin de klinik sonuçlara daha yakın sonuç verdiği iddia edilmektedir (123). Bu yöntemde kök kanallarının doldurulmasını ve foramen apikale dışında dış yüzeylerin kapatılmasını takiben, dişler gram pozitif ve gram negatif bakteri cinslerini içeren kültürlerle konmakta ve inkubasyon döneminin sonunda besi yerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun renk değiştirip değiştirmemesine göre oluşan apikal sızıntı değerlendirilmektedir. Tüm bakteri sızıntı çalışmalarının bilinen bir dezavantajı sonuçların kantitatif değil, kalitatif olmasıdır (129).

Bakteriler tarafından invaze edilen marjinal aralıkların büyüklüğü 0.5-1.0 mm'dir. Eğer aralıklar daha küçükse o zaman bu teknik kullanışlı olmaz, bu bölgelerde sadece bakteri toksinleri ve diğer ürünler bulunur. Bu yöntemin kliniğe daha yakın bir teknik olduğu düşünülebilir, çünkü kullanılan bakteriler çürükle ilişkili mikroorganizmalardır (130). En büyük dezavantajı, sonuçların kalitatif olmasıdır. Çalışmada kullanılacak bakteriyi seçerken laboratuvarında çalışılmasının

kolay olmasına, oral bölgeden izole edilebilmesine dikkat edilmesi gerekmektedir (123,129,130).

Sıvı Filtrasyon Tekniği; Basınçlı hava ile diş, kök kanalı ve pulpa boyunca uygulanıp sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının saptanması yöntemidir. Mikrosızıntı çalışmalarında uzun yıllardan beri kullanılan bir yöntemdir. Mikroskobik çalışmalarda da su içine konulan diş restorasyonunun kenarlarından hava kabarcığının çıkması kenar uyumsuzluğu olarak değerlendirilmektedir. Bu tekniğin diş dokusuna herhangi bir yan etkisi yoktur, bununla birlikte hassas cihazların gerekliliği, çalışma zorluğu, zaman kaybı olması ve klinik çalışmalar için uygun olmaması nedeniyle eleştirilmektedir (123).

Gaz Kromatografi Yöntemi; Bu teknik de, Kersten tarafından geliştirilen, bütirik asit kullanarak sızıntıyı kantitatif olarak ölçen bir düzendir (131). Bu yöntemde, polietilen modellerde standart şekilde hazırlanan yapay kanalları iki ucu açık olan özel deney tüpleri içerisine yerleştirilmektedir. Kök kanalları doldurulduktan sonra tüpün kron kısmındaki rezervuarına % 0.5' lik bütirik asit solüsyonu ve % 0.1'lik valerik asit solüsyonu doldurulduktan sonra tüplerin her iki ucu lastik örtüyle kapatılmaktadır. Kron kısmındaki rezervuara ise sıkıştırılmış nitrojen gazı enjekte edilerek basınç uygulanmaktadır. Apikal kısımdaki rezervuardan alınan solüsyon örneği asit içinde çözdürülerek bir gaz kromatografi cihazında oluşan apikal sızıntının kantitatif analizi yapılmaktadır. Bu yöntem sızıntının analizi hakkında bilgi vermektedir. Elde edilen sonuçların kantitatif olması tekniğin avantajıdır.

İnsan Serumu Sızıntısı Yöntemi; Bu yöntem, kök kanallarının apikal üçte biri doldurulduktan ve foramen apikale dışında dış yüzeyleri kapatıldıktan sonra her kök kanalına radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilerek uygulanır. Kron kavitelerinin kapatılmasından sonra diş köklerinin 3-4 mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine batırılarak belirli sürelerin sonunda kapta biriken solüsyonun 5 mm'si geri çekilmekte ve bir beta spektrometresinde ölçüm yapılarak oluşan sızıntı değerlendirilmektedir (132).

Tarama Elektron Mikroskobu Analizleri; Bu yöntemle, iki yüzey arasında oluşan bağlantıda yüzeyler arasında bulunan mesafeyi ölçmek mümkündür. Bunun yanı sıra, restoratif materyalin özelliklerini de tanımlayabilmek mümkündür. Diğer

sızıntı çalışmalarıyla beraber uygulandığında sonuçların karşılaştırılmasında kısmi bir bağlantı kurulabilmektedir. Bu yöntemin dezavantajlarından biri, kesit alınarak oluşturulan yüzeylerde kesit alma esnasında oluşabilecek boşlukların yanılmasıdır (132).

Kimyasal İşaretleyiciler; Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz bileşik kullanılarak bunların reaksiyona girmeleri ile opak bir görüntü elde edilmektedir. Her iki kimyasal ajanın da penetrasyon yeteneğine sahip olması gerekmektedir. Sadece birinin küçük molekülü olması ve penetrasyonu ile görüntü elde edilerek kenar sızıntısının belirlenmesi olanaksızdır. Sızıntı tespitinde gümüş nitrat kullanımı yaygın bir metottur. Bir bakteriyle kıyaslandığında gümüş iyonu çok küçüktür ve daha penetratiftir. Gümüş iyonunun sızıntısını önleyen bir teknik, bakteri sızıntısını da engeller. Bu tekniğin avantajı, objektif ölçüm sağlaması ve kantitatif veriler elde edilebilmesini sağlamasıdır. Bu yöntemde önemli olan, sızıntı değerlendirmelerinde standardın sağlanmasıdır. Bu yöntemde kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamaları bir avantaj olurken sonuçların subjektif olarak yorumlanması tekniğin güvenilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla beraber gümüş nitrat tekniğinde, cam iyonomer restorasyonların gümüşü yapısına aldığı ve kendilerinin boyandığı, amalgam restorasyonlarda ise gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek, marjinal boşluk boyunca yayılamadığı tespit edilmiştir (132).

Nötron Aktivasyon Analizi; Bu teknik; mikrosızıntının in vitro ve in vivo ölçülebilmesini sağlar. Restore edilmiş dişlerin nonreaktif Mangan tuzunun aquoz solüsyonuna konması metodun esasıdır. Dişin dış yüzeyine yapışan tuz toplanır ve tüm diş bir nükleer reaktörün çekirdeğine yerleştirilir. Nonreaktif Mn^{55} 'in aktive olması sağlanır. Diş tarafından absorbe edilen manganezin ölçümü ile sonuç alınır. Bu metodun sonuçlarının kantitatif olduğu ancak bazı dezavantajlarının olduğu gösterilmiştir. Bunlar tekniğin pahalı olması ve karmaşık olmasıdır. İşaretleyici penetrasyonunun derinliğini ve yerini belirlemek için bir seri kesit almak gerektiğinde radyasyon tehlikesi yaratabilir. Ayrıca diş içinde manganez bulunması sonuçların değişmesine sebep olabilir. Bu teknik restorasyonun hangi noktada sızdırdığını ya da restorasyon marjini haricinde nereden manganez absorpsiyonu olduğunu göstermez (132).

Termal siklus, *in vitro* koşullarda oral kavitede bulunan ısı değişimlerini restorasyona uygulamaktır. Dolgu kenarında oluşan mikrosızıntının, dental dokular ve restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığından ve diş - restorasyon arasını dolduran sıvının termal genleşmesinden kaynaklandığı ileri sürülmektedir (133).

Yapılan çalışmalarda, termal siklus için kullanılan dereceler 0°C-68°C arasında değişir. Hazırlanan örneklerin soğuk ve sıcak solüsyonda bekletilme süreleri 10 sn-120 sn arasındadır. Mikrosızıntı çalışmalarında, termal siklusun gerekliliği kullanılan materyalin ısı geçirgenlik özelliğine, kütesine ve hacmine göre değişmektedir (134).

Termal siklusun, kompozit restorasyonların bitiminden hemen sonra yapıldığı durumlarda, daha derin boya penetrasyonuna sebep olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı, yapılan çalışmalarda kompozit restorasyonu yapıldıktan sonra 24 saat beklemek ve sonra termal siklus uygulaması yapılması önerilmektedir. Konuyla ilgili yapılan *in vitro* bir çalışmada, rezin restoratif materyallerde siklus sayısı arttıkça sızıntının da artabileceği bildirilmiştir (135).

Dental restoratif materyaller, sürekli olarak ağız ortamında yemek, içmek, nefes almaktan kaynaklı ağız içi ısı değişikliklerine ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır (136,137). Bununla birlikte, yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye farklılık göstermekte ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimi oluşmamaktadır (138). Ayrıca, bireyin nefes aldığı sırada havanın nemi, hızı ve sıcaklığı ağız ısısında birtakım değişikliklere neden olabilmektedir (139). Spierings ve arkadaşlarının, konuyla ilgili yaptıkları çalışmada, ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yüklem yapılmadığında ağız içi sıcaklığın ortalama 35 °C (± 2.1) olduğunu belirtmişlerdir (140).

Restoratif materyal ile diş dokularının termal genleşme katsayılarının farklı olmasından dolayı termal stres sonucunda oluşan büzülme ve genleşmeler restorasyonlar ile diş arasında marjinal boşluk oluşmasına sebep olmakta ve dolayısıyla mikrosızıntı oluşmaktadır (141). Diş doğal dokularında termal genleşme; minde 11.4 ppm °C⁻¹ ve dentinde 8 ppm °C⁻¹ değerindeyken, kompozitlerde 25-60 ppm °C⁻¹ gibi çok daha fazla bir değerdedir (142). Bu nedenle, restorasyonların ömürleri boyunca maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit edebilmek için deney

ortamında termal sıklusa maruz bırakmak ve/veya mekanik yüklemeler yapmak sıklıkla başvurulan yöntemlerdir (137,143,144,145,146).

Bundan dolayı, ISO TR 11450 standardına göre (1994), sıcaklığı 5°C ve 55°C olan su banyoları içerisine örneklerin **500** kez daldırılması şeklinde uygulanan termal sıklusla uygun bir yapay yaşlandırma sıklıkla uygulanan test yöntemidir. Gale ve Darwell, yayınladıkları bir derlemede termal sıklusun **10.000** defa uygulanmasının yaklaşık **1 yıllık in vivo** fonksiyonu temsil ettiğini ifade etmişlerdir (137) .

Termal sıklus ile elde edilen yapay yaşlandırma etkisi şöyledir; sıcak suyun kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırmasıyla, yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerler ortamdan uzaklaştırılmaktadır (147,148). Bununla birlikte, restoratif materyallerin termal genleşme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması nedeniyle diş ile restoratif materyal ara yüzünde tekrarlanan genleşme ve büzülme stresleri oluşabilmektedir (137,142).

Termal sıklusun bağlanma direncine etkisini inceleyen Leloup ve ark., yaptıkları bir çalışmada 1992-1996 yılları arasında yayınlanan makalelerden elde ettikleri verileri değerlendirmişler ve sonuçta termal sıklusun bağlanma direncine önemli bir etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir (149). Bununla birlikte konuyla ilgili yapılan çalışmaların çoğunda ISO standardı olan **500** sıklus kullanılmıştır (Ortalama **630** termal sıklus). Yapılan bazı çalışmalarda, bu şekilde termal sıklusun daha az sayıda uygulanmasının yaşlanma etkisinin elde edilmesi için yeterli olmayabileceği iddia edilmiştir (137,150).

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında planlandı. Çalışmanın termal siklus, dişlerin kesitlere ayrılması ve stereomikroskopta incelenerek fotoğranlanması aşamaları Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, diş kesitlerinin SEM'de değerlendirilme aşaması Kırıkkale Üniversitesi Eğitim Fakültesi Elektron Mikroskobu Laboratuvarında, çalışmanın istatistiği ise Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında yapıldı.

Çalışmada ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş 100 adet çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Çekim sonrasında, köklerin üzerindeki dokular bir kretuar yardımıyla uzaklaştırılıp dişler pomza ve politür fırçası yardımıyla temizlendi. Dişler distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletildi.

Tüm dişlerin bukkal yüzeylerine su soğutması altında silindirik elmas frezlerle (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, Switzerland) standart sınıf V kaviteler hazırlandı. Her 5 kavitede bir frez yenilendi. Her kavite mezio-distal genişliği 3 mm, okluzal-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 1,5 mm olarak hazırlandı. Gingival kenarlar mine-sement sınırının 1 mm altına kadar uzatıldı. Kavitelerin tüm mine kenarlarına elmas rond frezler (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, Switzerland) yardımıyla 0.5-1 mm genişliğinde bizotaj yapıldı. Ardından her bir grupta 20 adet olacak şekilde dişler rastgele beş gruba ayrıldı.

Grup 1 (Clearfil S³ Bond): Sınıf V kavite yüzeyine uygulama fırçası yardımıyla Clearfil S³ Bond (Kuraray Medical Inc. Japan) tek aşamalı self-etching adeziv uygulandı. Hava spreyi 5 sn süre ile uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırıldı ve 10 sn süre ile 1000 mW/cm² gücünde LED (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi. Daha sonra restoratif materyal olarak bir nanofil kompozit olan Clearfil Majesty Esthetic(A2) (Kuraray Medical Inc, Japan) uygulandı ve 20 sn LED ışıkla polimerize edildi.






Grup 2 (Xeno V): Sınıf V kavite yüzeyine uygulama fırçası yardımıyla Xeno V (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) tek aşamalı self-etching adeziv

uygulandı. Hava spreyi 5 sn süre ile uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırıldı ve 20 sn. süre ile 1000 mW/cm^2 gücünde LED (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi. Daha sonra restoratif materyal olarak bir sub-mikron hibrit kompozit olan TPH Spectrum (A2) (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) uygulandı ve 20 sn LED ışıkla polimerize edildi.

Grup 3 (G Bond): Sınıf V kavitelerin yüzeyine self-etching adeziv G Bond (GC America) uygulama fırçası ile uygulandı. Hava spreyi 5 sn süre uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırıldı ve 10 sn süre ile 1000 mW/cm^2 gücünde LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi. Daha sonra kavitelere restoratif materyal olarak bir mikrohibrit kompozit olan Gradia Direct Anterior(A2) (GC America) uygulandı ve 20 sn LED ışıkla polimerize edildi.

Grup 4 (Optibond All In One): Sınıf V kavite yüzeyine uygulama fırçası ile Optibond All In One (Kerr Corporation) self-etching adeziv uygulandı. Hava spreyi 5 sn süre ile uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırıldı ve 10 sn süre ile 1000 mW/cm^2 gücünde LED (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi. Daha sonra kavitelere restoratif materyal olarak bir nanohibrit kompozit olan Premise(A2) (Kerr Corporation) uygulandı ve 20 sn LED ışıkla polimerize edildi.

Grup 5 (iBond): Sınıf V kavite yüzeyine uygulama fırçası yardımıyla self-etching adeziv iBond (Heraeus Kulzer, Germany) uygulandı. Hava spreyi 5 sn süre ile uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırıldı ve 20 sn süre ile 1000 mW/cm^2 gücünde LED (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Germany) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi. Daha sonra kavitelere restoratif materyal olarak bir mikrofil kompozit olan Charisma (A2) (Heraeus Kulzer, Germany) uygulandı ve 20 sn LED ışıkla polimerize edildi.

Kullanılan Materyaller	Clearfil S³ Bond  Lot:0009 7A	XENO V  Lot:0801002439	G Bond  Lot:0801111	OPTIBOND ALL IN ONE  Lot:2930715	i BOND  Lot:010090
İçeriği	MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik Dimetakrilat, dl-kamforokinon, Etil alkol, Su, Silane kolloidal silika	Bifonksiyonel Akrilik amidler, Akrilamido alkilsulfonik asit, 'Tersine' Fonksiyonalize (işlevsel) fosforik asit esteri, Akrilik asit, Kamforokinon, Koinisiyatör(yardımcı başlatıcı), Butilat benzenediol, Su, Tert-butanol	UDMA, 4-META, TEGDMA, Aseton, Su, İnisiyatörler (Başlatıcılar)	Aseton, Etil Alkol, İyileşmemiş Metacylate Ester, Monomerler, TWA, Diğer İçerikler: (Soy Mineral Doldurucuları, Ytterbium Fluoride, Fotoinisiyatörler, Hızlandırıcılar, Dengeleyiciler ve Su	UDMA, 4-META, Aseton, Su, Gluteraldehit, Kamforokinon
Üretici Firma	Kuraray Europe GmbH Schiess-Strasse 68, 40549 Duesseldorf, Germany www.kuraray-dental.eu	DENTSPLY DE TREY GmbH Clinical Research De-Trey-Str.1 D-78467 Konstanz www.dentsply.co.uk	GC America 3737 W. 127th St. Alsip, IL, USA www.gcamerica.com	Kerr Corporation 1717 West Collins Avenue Orange, CA 92867-5422 www.kerrdental.com	Heraeus Kulzer, Inc 99 Business Park Dr Armonk, NY 10504 www.heraeus-kulzer-us.com

Tablo 5: Çalışmamızda kullanılan self-etching adeziv sistemler, içerikleri ve üretici firmaları

Çalışmamızda uygulanan self-etching adeziv sistemler ve kompozit restorasyonlar üretici firmalarının önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Adezivlerin uygulama yöntemleri, üretici firmaları ve içerikleri **Tablo 5** ve **Tablo 6**'da, kullanılan restoratif materyaller ve üretici firmaları ise **Tablo 7**'de gösterilmiştir.

Adeziv Sistem	Uygulanma Yöntemi
Clearfil S³ Bond	<ul style="list-style-type: none"> • 1 damla adeziv disposable fırçasıyla uygulanıp 20 sn beklenir. • Minimum 5 sn yüksek yoğunlukta hava ile kurutulur • 10 sn ışık uygulanır.
Xeno V	<ul style="list-style-type: none"> • 2 kat adeziv 20 sn boyunca fırça ile uygulanır. • 5 sn hava ile kurutulur. • 20 sn ışık uygulanır.
G Bond	<ul style="list-style-type: none"> • Kullanmadan önce şişe çalkalanır. • Fırça ile adeziv uygulanıp 5-10 sn beklenir. • Minimum 5 sn yüksek yoğunlukta hava ile kurutulur. • 10 sn ışık uygulanır (Işık kaynağının ucu 10 mm den uzaksa 20 sn).
Optibond All in One	<ul style="list-style-type: none"> • Önce şişe 10 sn boyunca kuvvetlice çalkalandı. • Sonra kaviteye adeziv fırça ile 20 sn boyunca uygulanır. • Ardından 2. kat adeziv 20 sn boyunca fırça ile uygulanır. • Kavite hafif ve orta derecede hava basıncıyla en az 5 sn kurutulur. • 10 sn ışık uygulanır. • Şişe çalkalanır
iBond	<ul style="list-style-type: none"> • Kaviteye 3 kat adeziv fırça ile uygulanır (30 sn beklenir). • Hareket eden adeziv partikülleri bitene kadar hafifçe hava ile kurutulur. • 20 sn ışık uygulanır.

Tablo 6: Çalışmamızda kullanılan adezivlerin uygulanma yöntemleri

Bitirme işlemi öncesi dişler 24 s 37 °C'de etüvde (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) bekletildi. Tüm restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonların tamamlanmasından 24 s sonra su altında elmas bitirme frezleri (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Switzerland) ile her 5 dişte bir frez yenilenerek yapıldı ve restorasyonlar alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) yardımıyla parlatıldı. Her bir restorasyonun polisajından sonra diskler değiştirildi. Örnekler 37 °C distile suda 24 saat etüvde (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) bekletildikten sonra 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arası ısı

banyolarında **10.000** kez (30 sn uygulama zamanı) termal siklus (NOVA, Konya, Türkiye) işlemine tabi tutuldu.

Grup	Restoratif Materyal	
Grup 1	Clearfill Majesty Esthetic(A2) (Kuraray, America) Lot:00014A	
Grup 2	Spectrum TPH(A2) (Dentsply Caulk) Lot:0511001607	
Grup 3	Gradia Direct Anterior(A2) (GC America) Lot:0810202	
Grup 4	Premise(A2) (Kerr Corporation) Lot:2926917	
Grup 5	Charisma(A2) (Heraus Kulzer, Germany) Lot:010308	

Tablo 7: Çalışmamızda kullanılan restoratif materyaller ve üretici firmaları

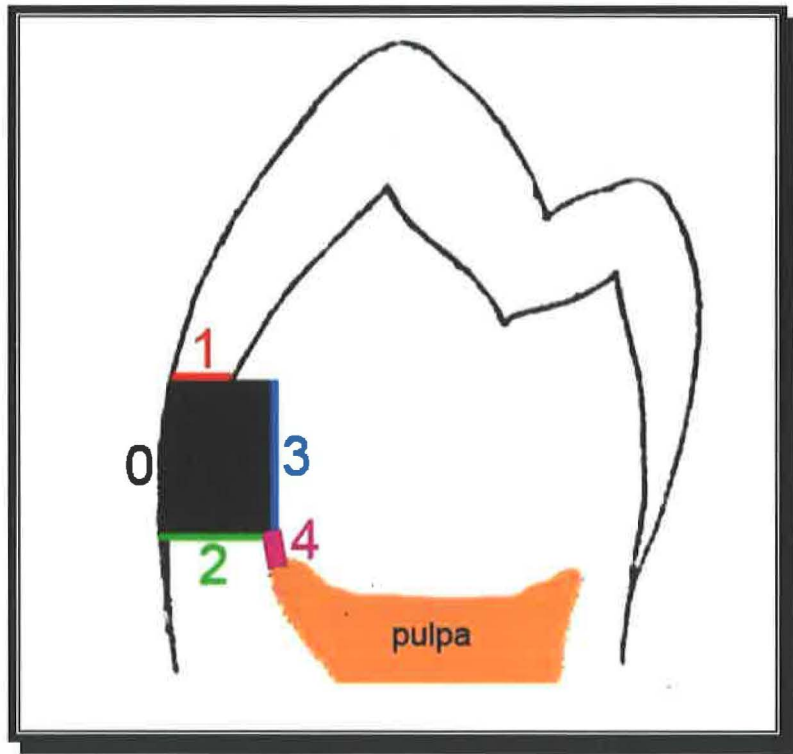
Daha sonra örneklerin kök uçları kompozit rezinle kapatıldı ve dişler iki kat aside dirençli tırnak cilası ile restorasyon marjinlerinin 1 mm dışında kalacak şekilde kaplandı. Tüm örnekler % 0.5'lik metilen mavisi solüsyonuna daldırılarak 24 saat 37°C de etüvde (Nüve Incubator EN 120, Ankara, Türkiye) bekletildi. Ardından dişler, hazırlanan dörtgen soğuk akrilik bloklara siyanoakrilat bir yapıştırıcı materyal yardımıyla isomet 1000 cihazına (Isomet 1000 Precision Saw, BUEHLER, USA) yerleştirilecek uygunlukta yapıştırıldı ve dişler bukko-palatinal/lingual yönde restoratif materyalleri ortalayacak şekilde cihazda separe yardımıyla kesitlere ayrıldı.

Her restorasyon binoküler stereomikroskopta (Olympus SZ 40, SZ-PT, Japan) x15 büyütme altında incelendi, stereomikroskoba sabitlenmiş dijital fotoğraf

makinesi (DCM 300, 3M pixels USB, Digital Camera for Microscope) yardımıyla dişler fotoğraflandı (**Resim 2-11**) ve skorlandı. Marjinal sızıntı derecelerinin belirlenmesinde; Demirci ve arkadaşlarının kullandığına benzer standart skorlama sistemi kullanıldı (151) (**Resim 1**).

Mikrosızıntı skorları

0. Boya sızıntısı yok
1. Kavite duvarlarını yarısına kadar boya sızıntısı
2. Kavite duvarının tamamında boya sızıntısı
3. Kavite duvarlarında ve tabanında boya sızıntısı
4. Kısmen veya tamamen pulpaya ulaşmış boya sızıntısı

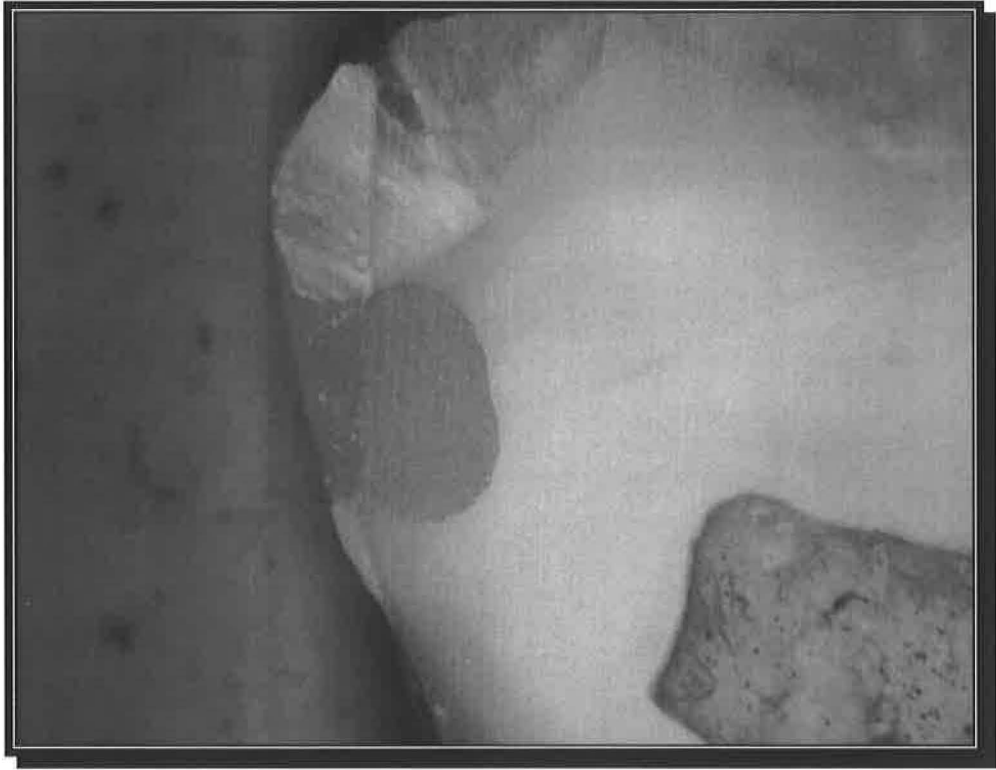


Resim 1: Mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesi

Elde edilen mikrosızıntı skorları SPSS (SPSS 11.5, Chicago, Illinois, USA) yazılımı kullanılarak non-parametrik Kruskal-Wallis ve Mann Whitney U testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Her bir gruptaki okluzal-gingival bölgeler

arasındaki farklar Wilcoxon Signed Ranks testi kullanılarak yapıldı. Her gruptan rastgele 1'er diş seçildi. Dişler iyon kaplama ünitesinde (Polaron SC 500 Sputter Coater, England) Au ile kaplandı.

Daha sonra örneklerin rezin-diş sert dokusu arasındaki yüzeyin morfolojisi taramalı elektron mikroskobunda (JSM-5600 JEOL SEM, Jeol Co., Tokyo, Japan) incelendi ve fotoğraflandı (**Resim 12-21**).



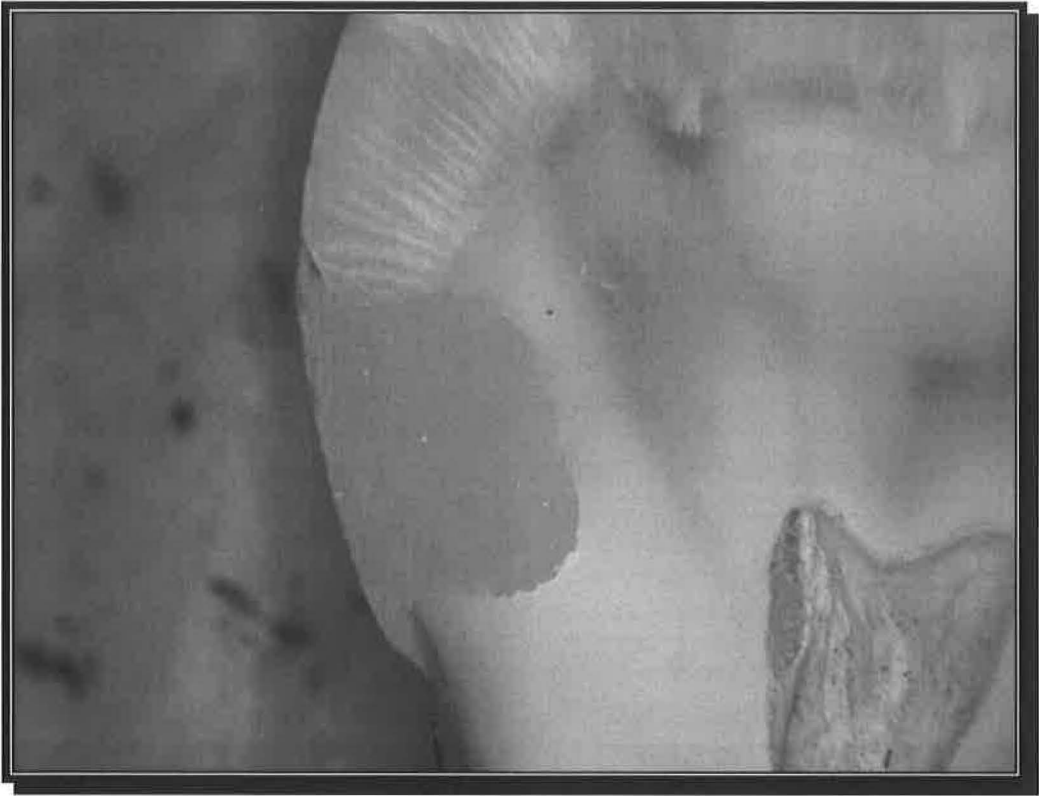
Resim 2: Clearfil S³ bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 0, gingival skor 0)



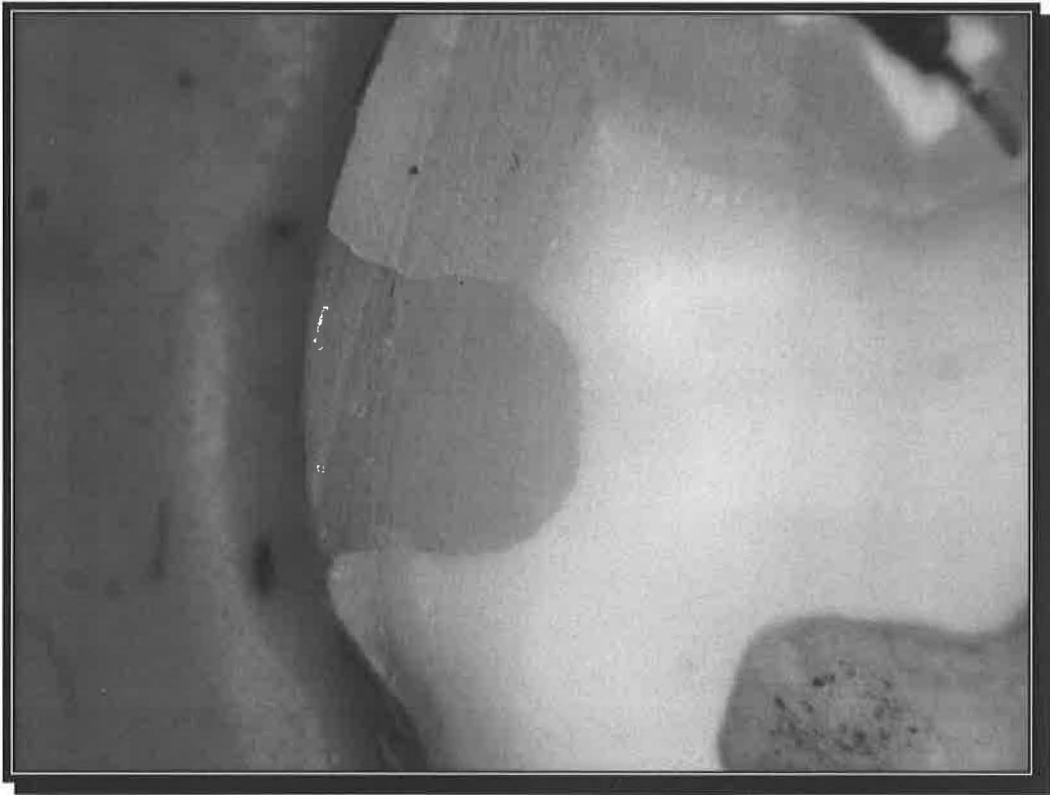
Resim 3: Clearfil S³ bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 4)



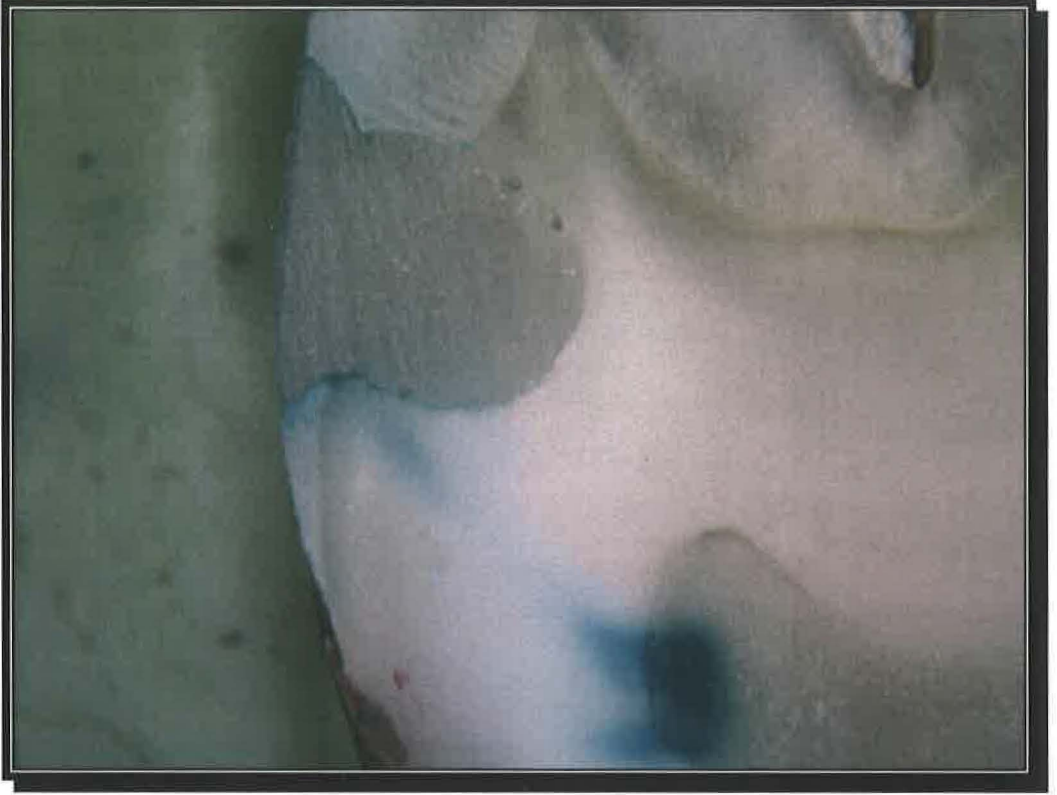
Resim 4: Xeno V bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 0, gingival skor 0)



Resim 5: Xeno V bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 0)



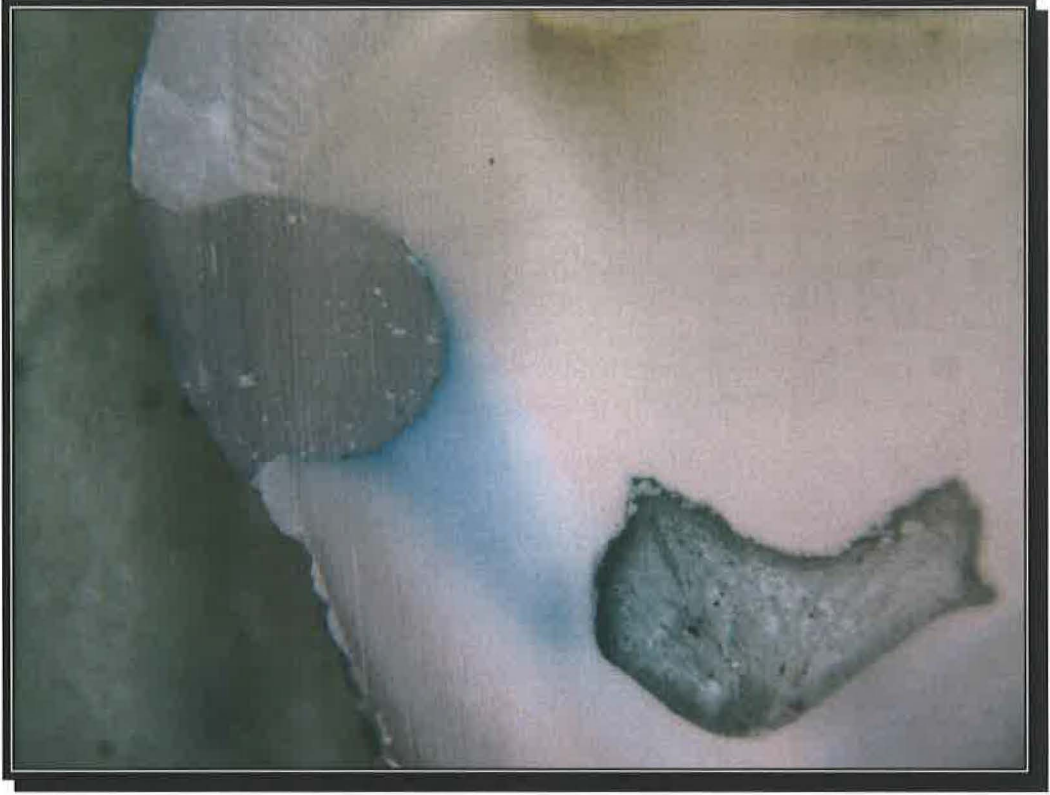
Resim 6: G Bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 1)



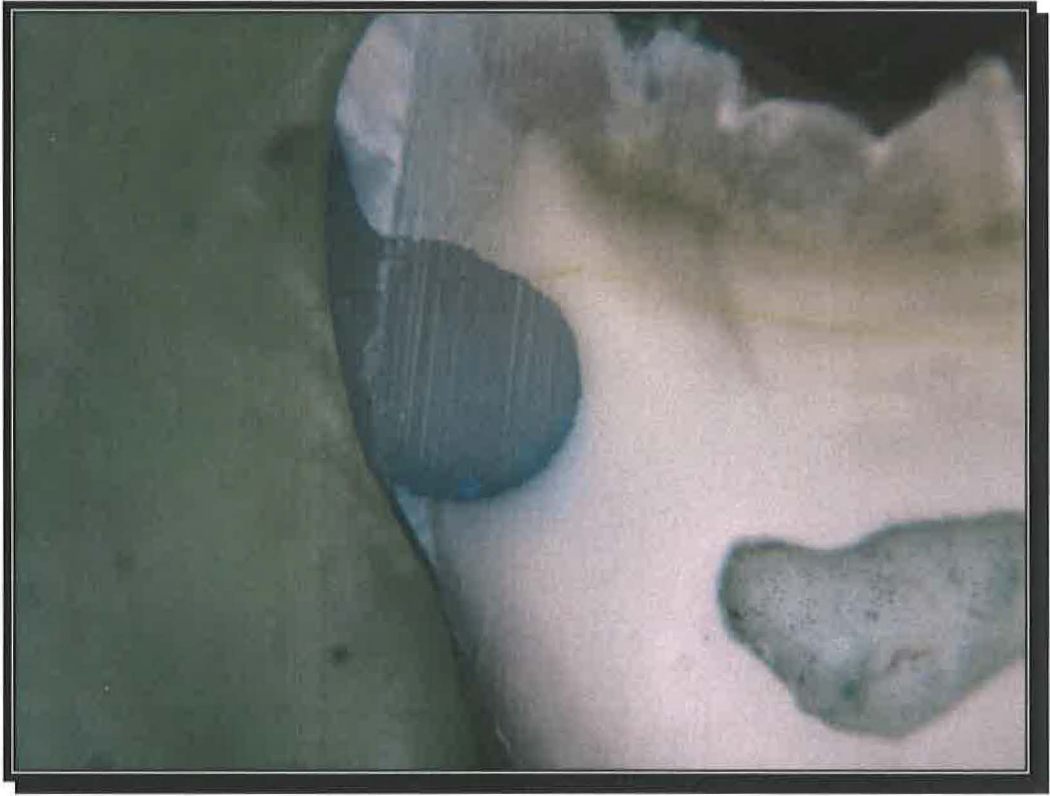
Resim 7: G Bond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 4)



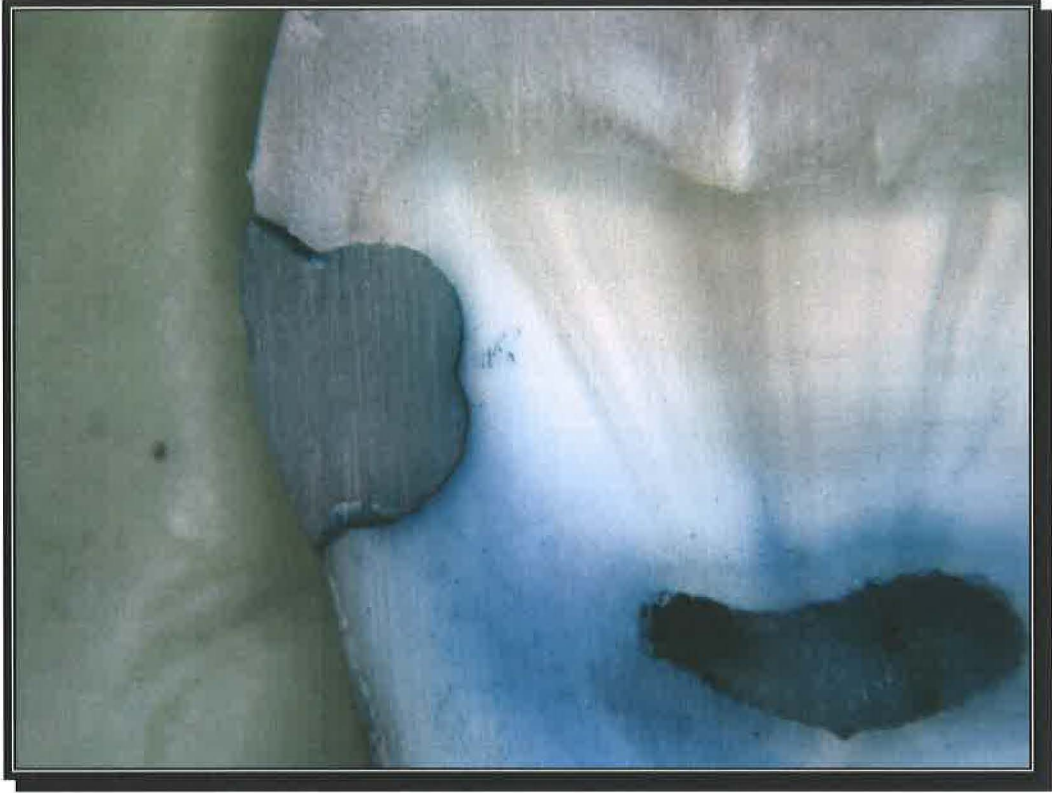
Resim 8: Optibond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 0, gingival 0)



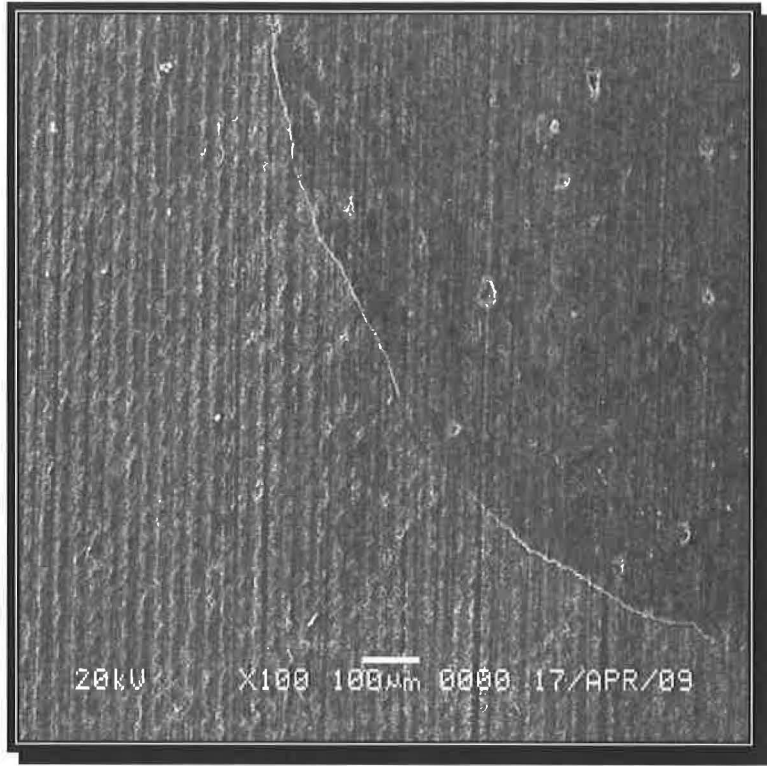
Resim 9: Optibond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 0, gingival skor 4)



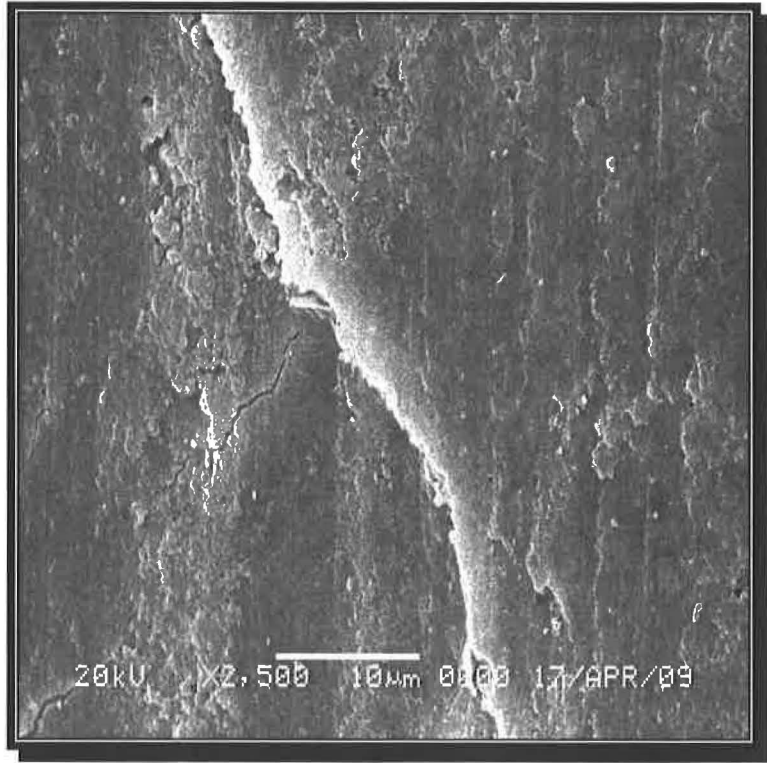
Resim 10: iBond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 3)



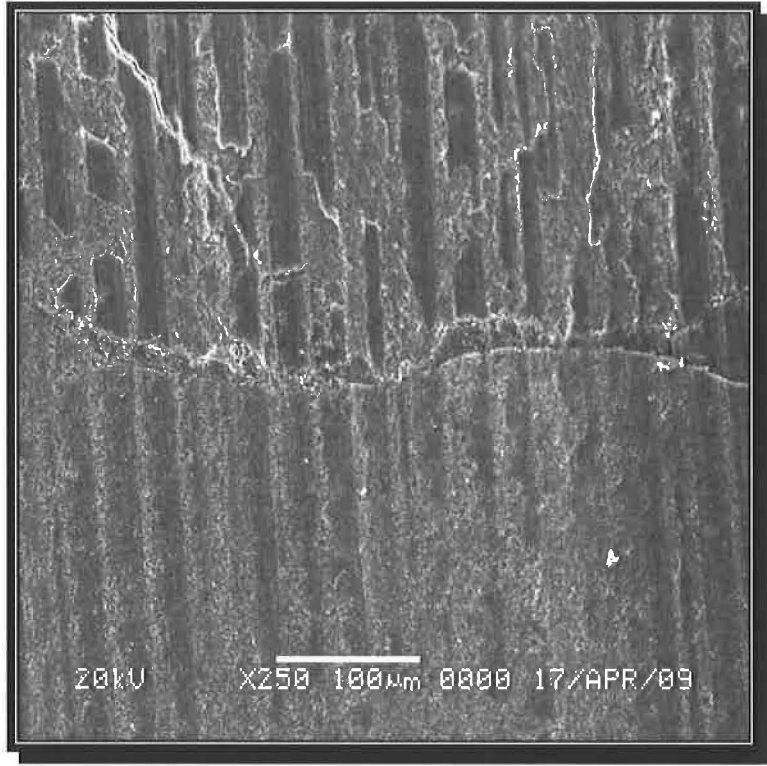
Resim 11: iBond uygulanan grupta mikrosızıntı (Okluzal skor 1, gingival skor 4)



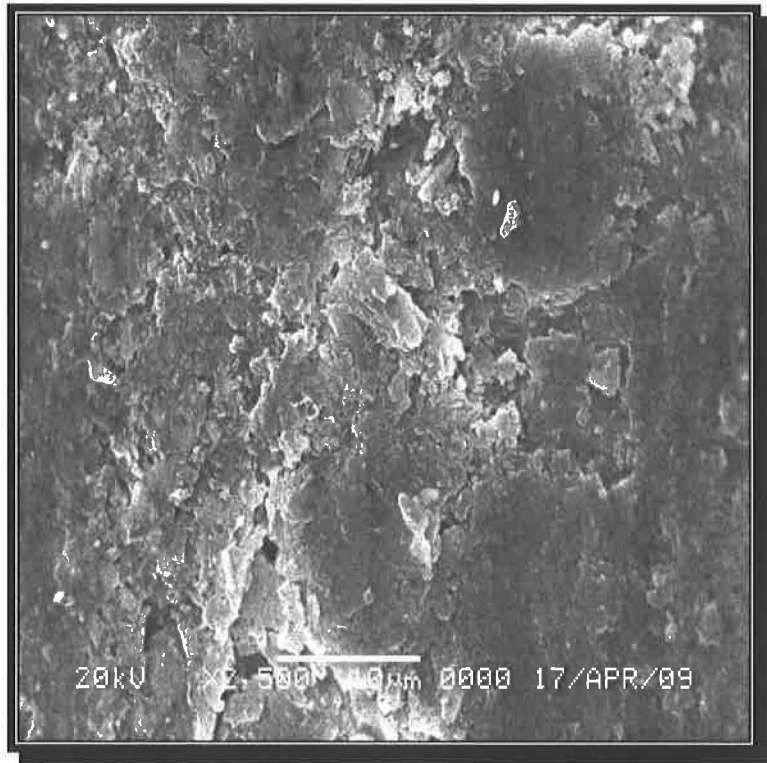
Resim 12: Clearfil S³ bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)



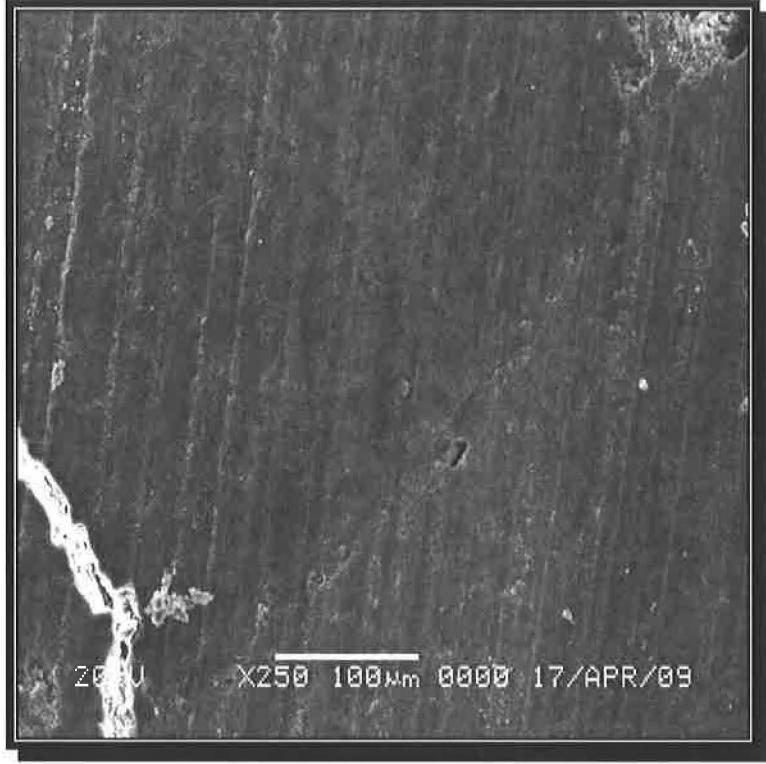
Resim 13: Clearfil S³ bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)



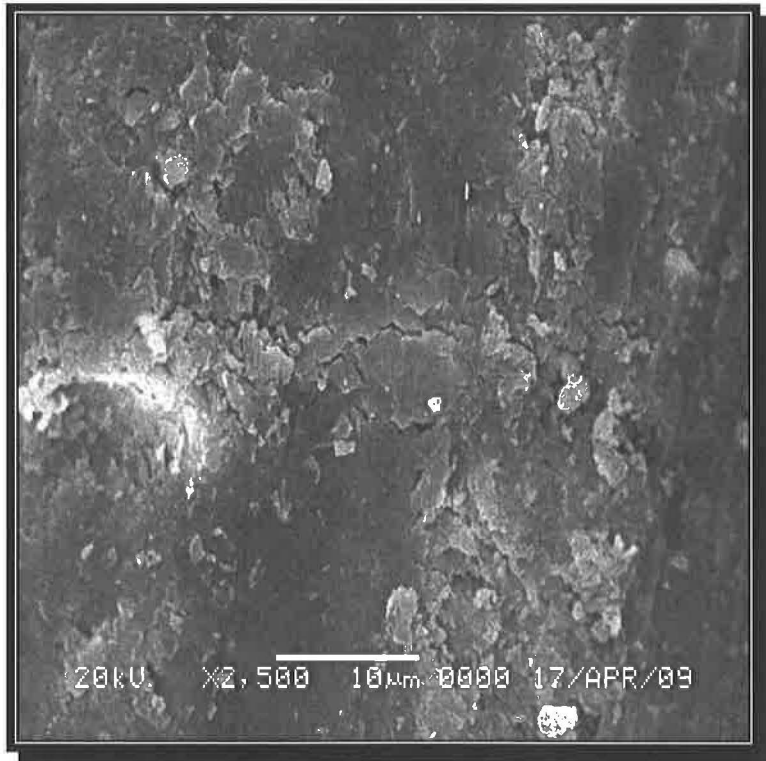
Resim 14: Xeno V uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x250)



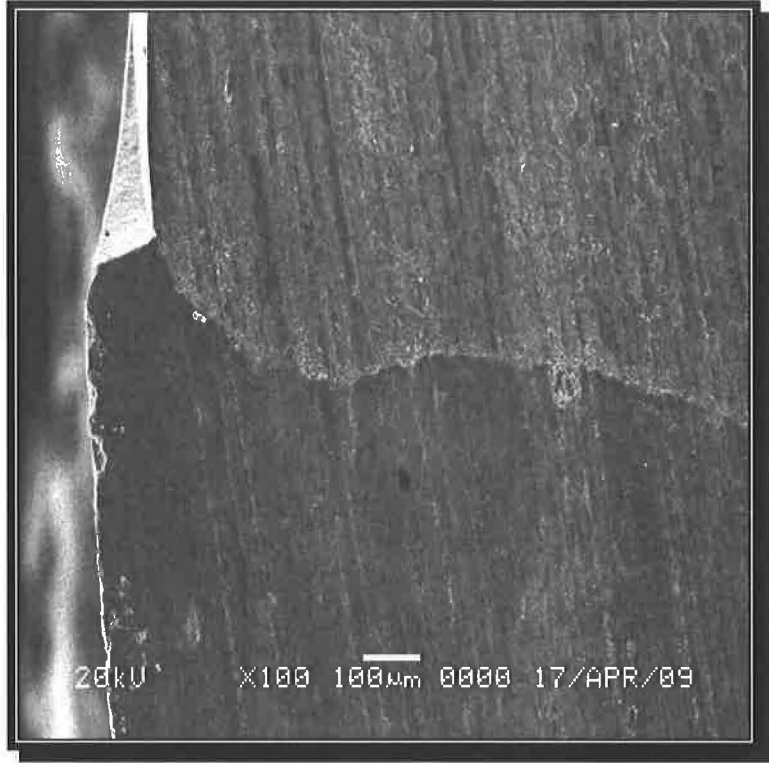
Resim 15: Xeno V uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)



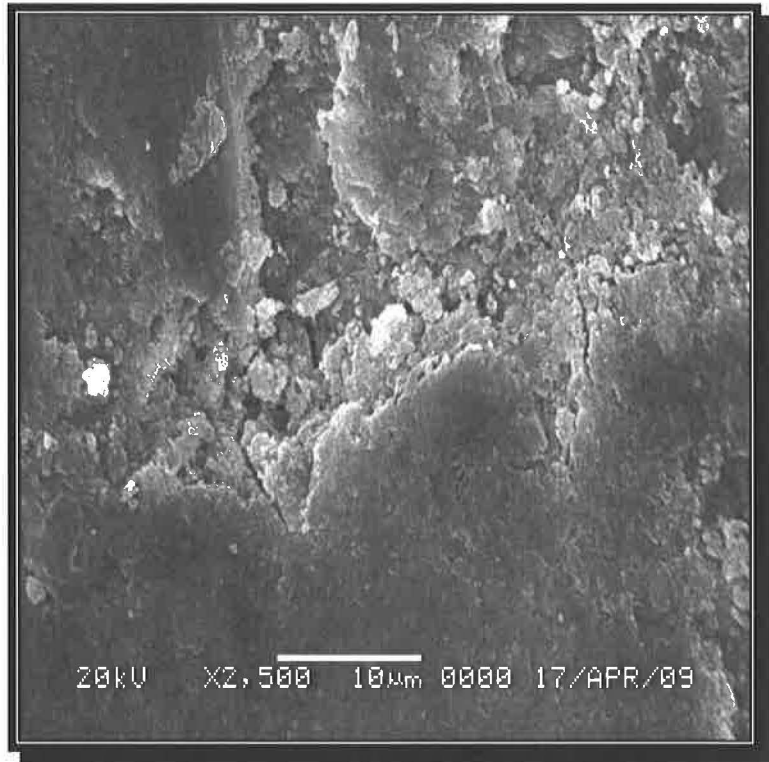
Resim 16: G Bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x250)



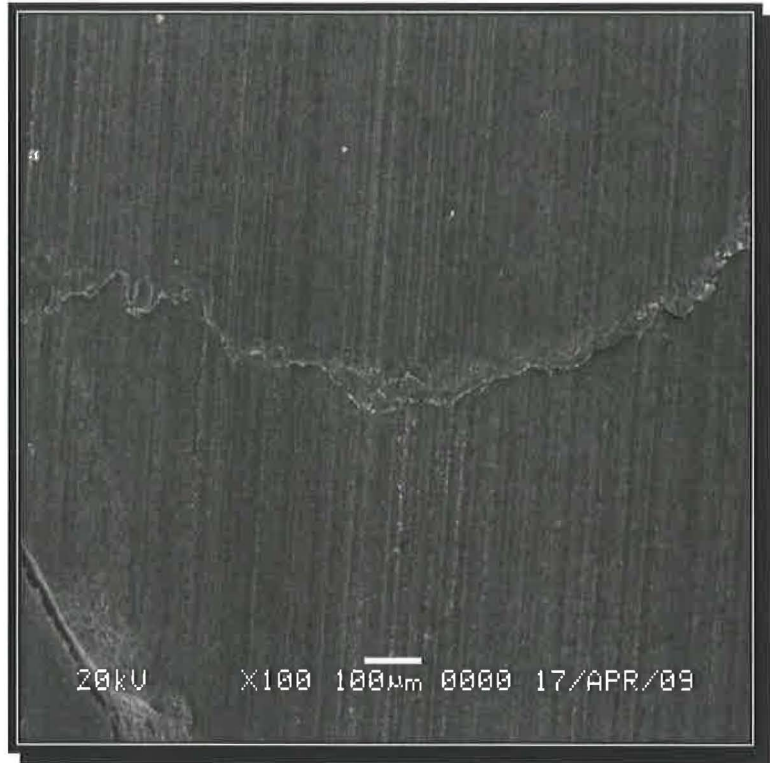
Resim 17: G Bond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)



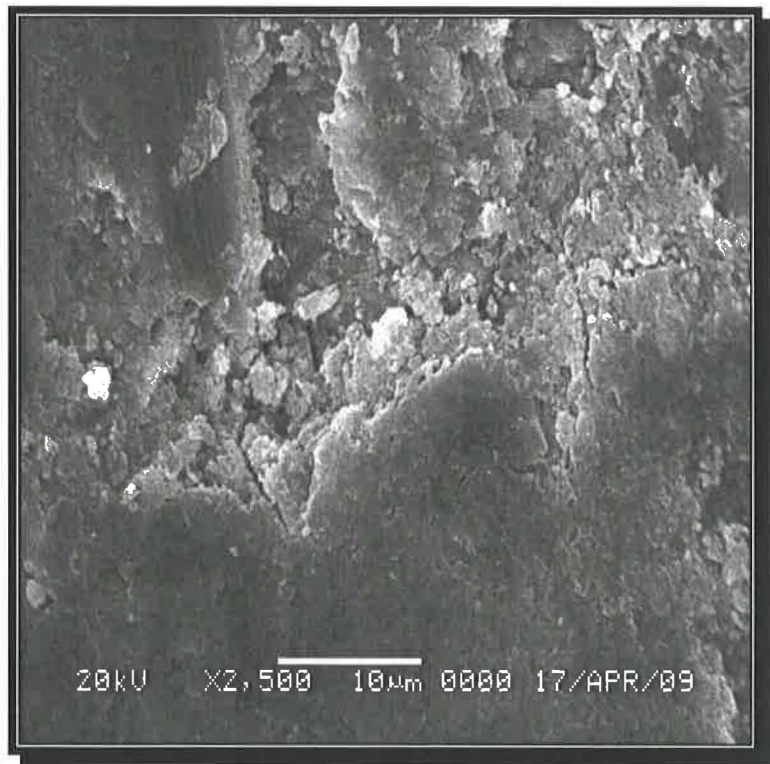
Resim 18: Optibond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)



Resim 19: Optibond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)



Resim 20: iBond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x100)



Resim 21: iBond uygulanan grubun SEM Görüntüsü (x2500)

BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan beş self-etching adeziv sistem için elde edilen mikrosızıntı skorları **Tablo 8**'de gösterilmektedir. Grupların kendi aralarında okluzal ve gingival mikrosızıntıları açısından karşılaştırılmalarında Kruskal-Wallis varyans analizi kullanıldı. Testin sonucuna göre okluzal mikrosızıntı açısından gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$)($p=0.043$). Gingival mikrosızıntı açısından da gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$)($p=0.005$).

Bütün gruplar değerlendirildiğinde, Kruskal-Wallis testine göre okluzal sızıntı değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$). Clearfil S³ Bond grubu ve Optibond All In One grubunda okluzal mikrosızıntı değerlerinin diğer üç gruptan oldukça düşük olduğu gözlemlendi. iBond grubunda mikrosızıntı değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilirken Xeno V ve G Bond grupları arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı tespit edildi ($p>0.05$).

Gingival kenarların karşılaştırılmasında; self-etching bonding sistemlerin kullanımında gingival kenarların mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel fark bulundu ($p>0.05$). iBond grubunda gingival kenarda mikrosızıntı değerlerinin en yüksek olduğu tespit edilirken diğer gruplar arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı tespit edildi ($p>0.05$). Mann Whitney U Testine göre her bir grubun okluzal ve gingival mikrosızıntıları karşılaştırıldığında iBond'un okluzal ve gingival mikrosızıntıları arasında önemli bir farklılık kaydedildi ve gingival mikrosızıntı değerleri yüksek bulundu ($p<0.001$).

Grupların kendi içinde karşılaştırılmalarında Wilcoxon Signed Ranks Testi kullanıldı. Sonuçlara göre iBond adezivin kullanıldığı gruptaki dişlerin okluzal ve gingival mikrosızıntıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplarda okluzal ve gingival mikrosızıntılar arasında fark bulunmadı. **Tablo 9** ve **tablo 10**'da grupların okluzal ve gingivaldeki Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U Testi karşılaştırmalı p değeri sonuçları gösterilmektedir.

		Mikrosızıntı Skorları				
		0	1	2	3	4
GRUP 1	Gingival	10	5	-	2	3
	Okluzal	9	9	1	1	-
GRUP 2	Gingival	9	2	1	-	8
	Okluzal	4	13	1	-	2
GRUP 3	Gingival	9	8	-	1	2
	Okluzal	4	15	-	1	-
GRUP 4	Gingival	13	4	-	-	3
	Okluzal	10	9	1	-	-
GRUP 5	Gingival	1	-	3	5	11
	Okluzal	1	19	-	-	-

Tablo 8: Elde edilen mikrosızıntı skorlarının gruptaki dağılımı

Mikrosızıntı skorları

0. Boya sızıntısı yok

1. Kavite duvarlarını yarısına kadar boya sızıntısı

2. Kavite duvarının tamamında boya sızıntısı

3. Kavite duvarlarında ve tabanında boya sızıntısı

4. Kısmen veya tamamen pulpaya ulaşmış boya sızıntısı

Karşılaştırma	P	Sonuç
Clearfil S ³ Bond-Xeno V	0.116	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-G Bond	0.212	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-Optibond	0.651	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-iBond	0.039	p>0.05
Xeno V-G Bond	0.580	p>0.05
Xeno V-Optibond	0.039	p>0.05
Xeno V-iBond	0.954	p>0.05
G Bond-Optibond	0.071	p>0.05
G Bond-iBond	0.371	p>0.05
Optibond -iBond	0.006	p>0.05

Tablo 9: Okluzal için Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U Testi karşılaştırmalı p değeri tablosu

Karşılaştırma	P	Sonuç
Clearfil S ³ Bond-Xeno V	0.338	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-G Bond	0.953	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-Optibond	0.371	p>0.05
Clearfil S ³ Bond-iBond	0.000	p<0.05*
Xeno V-G Bond	0.305	p>0.05
Xeno V-Optibond	0.108	p>0.05
Xeno V-iBond	0.030	p>0.05
G Bond-Optibond	0.327	p>0.05
G Bond-iBond	0.000	p<0.05*
Optibond -iBond	0.000	p<0.05*

Tablo 10: Gingival için Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U Testi karşılaştırmalı p değeri tablosu *: p<0.05 düzeyinde anlamlı

TARTIŞMA

Restoratif dişhekimliğinde sınıf V restorasyonların yapımı çoğu bölgede, yapısal ve anatomik farklılıklardan ötürü diğer bölgelere oranla daha güçtür. Bu nedenle bu tip restorasyonların başarı oranlarının artırılabilmesi için değişik teknikler ve farklı restorasyon maddeleri kullanılmaktadır. Özellikle günümüzde son geliştirilen farklı kompozit türleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle biz de çalışmamızda farklı tip kompozitleri yeni nesil self-etching adeziv ajanlarla kullanarak hangi materyalin daha başarılı olduğunu tespit etmeye çalıştık.

Dişlerin servikal bölgesindeki çürük lezyonlarla ve erozyon, abrazyon gibi defektlerle klinik uygulamalarda sıklıkla karşılaşmaktadır (22,23). Servikal lezyonlar genellikle mine, dentin ve sement gibi üç farklı yapıdaki diş dokusunda sonlanabilen kenarlara sahiptir. Her üç dokuya da aynı derecede güçlü bağlanabilen restoratif materyal eksikliği nedeniyle bu tip kavitelerin restorasyonları zordur (22-25).

Sınıf V lezyonların tedavisinde mikrosızıntıyı en aza indirecek restorasyon uygulamaları, günümüz çalışmalarının en önemli amacı olmuştur (2,3). Servikal restorasyonlar; dişeti dokusuna yakınlıklarının nem kontrolünü güçleştirmesi ve yoğun abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmaları nedeniyle uzun vadede yüksek klinik başarı elde edilmesi zor vakalar olarak değerlendirilir (2,7).

Servikal lezyonların restorasyonlarında amalgam, altın, cam iyonomer simanlar, kompomer ve kompozit restoratif materyalleri tercih edilmektedir (2,10, 32).

Amalgam uzun yıllardır kullanılan bir dolgu maddesidir (4,29,30). Çiğneme kuvvetleri karşısındaki direncinin çok yüksek olması ve ekonomik olmasından dolayı tercih edilmektedir (30). Bununla birlikte estetik olmaması ve civa içermesinden ötürü alternatif dolgu maddeleri tercih edilmektedir. Cam iyonomer simanlar, biyoyumu iyi, diş sert dokularına bağlanabilen, flor salınımı yapabilen ve termal genişleme katsayısı diş dokularına yakın olan restoratif materyallerdir (32). Bu olumlu özelliklerine rağmen, fiziksel ve estetik özelliklerinin yetersizliği ve sertleşme reaksiyonu sırasında neme duyarlı olmaları yeni materyaller geliştirilmesi yönünde çalışmaların devam etmesine neden olmuştur (2).

Bu doğrultuda cam iyonomerlerin bu olumlu özelliklerinden faydalanmak ve geliştirmek amacıyla rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer) gibi farklı tip hibrit cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (7,38,39). Kompomerler, flor salınımı yaparlar, mine ve dentine asitleme yapılmaksızın bağlanabilirler (38). Ayrıca bu materyallerin kompozitlere benzer estetik özelliklere sahip olması, ışıkla sertleşmeleri ve kaviteye uygulanmalarının fazla aşama gerektirmemesi diğer olumlu özellikleri arasında yer almaktadır (38,39).

Özellikleri itibariyle kompozit rezinlere daha yakın özellikte, içeriklerindeki monomer, kompozit rezinin polimerize olabilen grupları ile cam iyonomerin asidik gruplarını içerir (39,40). Materyalin ortamdaki suyu absorbe etmesi sonucu asidik grup iyonize olur ve asit baz reaksiyonu başlar (40). Daha önceden yapılan çalışmalarda kompomerlerin fiziksel özelliklerinin kompozit rezinlerden zayıf olduğu için bu dolgu maddelerinin özellikle okluzal kuvvetlerin fazla olduğu bölgelerde kullanılması tavsiye edilmemektedir (44,45). Bu nedenle, kompomerlerin daha çok sınıf V çürüklerde, kole bölgelerindeki abrazyon, erozyon vakaları, kama şeklindeki defektler ve süt dişi restorasyonlarında kullanımı tercih edilmektedir (36-38).

Son yıllarda adeziv restorasyonlarda başarılı sonuçlar vermeleri ve estetik üstünlükleri sebebiyle kompozit rezinler sıklıkla tercih edilmektedir (2,46,47). Kompozit rezinlerin performanslarını arttırmak ve fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla birçok yeni teknoloji ve materyal geliştirilmiştir (2,48,49).

Bu gelişmelere paralel olarak nano büyüklüğünde doldurucu partiküller içeren kompozitler piyasaya sunulmuştur (48). Nano partiküller, mikrofil doldurucu içeren kompozitlerde olduğu gibi polisaj işleminden sonra düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar ve materyale üstün estetik özellikler kazandırır. Bu tip partiküller içeren kompozit rezinlerin şekillendirilmesi kolaydır, dayanımları ve aşınmaya karşı dirençleri de yüksektir. Bu nedenle, nano partikül içeren rezinlerin kullanım alanları estetik üstünlükleri açısından benzer özelliklere sahip mikrofil doldurucu içeren kompozitlere göre daha fazladır (48,49).

Kompozit rezinlerin estetik özellikleri ve aşınma dayanımları arttırılmış olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak restorasyon maddesi ile

diş arasındaki kenar uyumunun tam sağlanamaması önemli bir klinik problemdir (2,63). Dişin kole bölgesi gibi nem kontrolünün zor olduğu alanlarda kontaminasyon kompozitlerin polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemektedir (63). Özellikle anterior dişlerin servikallerinde estetik üstünlükleri ve renk seçenekleri nedeniyle kompozit restorasyonlar ön plana çıksa da bu bölgelerde kompozit rezinlerle iyi bir kenar uyumu sağlamak güçtür (2).

Ayrıca, yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerin yüksek aşınma direncinin olduğu ve estetik özelliklerinin diğer alternatif materyallerden üstün olduğu ve dentin yüzeyinde oluşturdukları bağlanma direncinin restorasyonun klinik kullanımı açısından yeterli olduğu ifade edilmektedir (152).

Folwaczyn ve arkadaşları, dört farklı restoratif materyalin, servikal lezyonların tedavisinde gösterdikleri klinik performanslarının karşılaştırıldığı in vivo bir çalışmada, kompozit restorasyonların iki yıllık gözlem sonucunda en başarılı sonuçları verdiğini bildirmişlerdir (153).

Yine benzer bir in vitro çalışmada, De Magelhaes ve arkadaşları, sınıf V kavitelerde kompozit, kompomer ve geleneksel cam iyonomer simanın mikrosızıntı performanslarının benzer olduğunu bildirmiştir (154).

Barnes ve arkadaşları da kompomer dolgu maddesinin kenar uyumu açısından kompozit rezinler kadar başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (155). Adeziv sistemlerin, kompozit rezinlerde oluşan polimerizasyon büzülme kuvvetlerine karşı koyarak rezin-dentin ara yüzeyini kapladığı ve böylece pulpa-dentin kompleksine bakteri ve toksinlerin ulaşmasına engel olduğu bildirilmiştir (156).

Günümüzde kullanılan dentin adeziv sistemler, self-etching ve etch&rinse adeziv sistemler olarak iki grupta sınıflandırılmaktadır (157). Bu adeziv uygulamalarda smear tabakasının rolü önemlidir (11). Etch&rinse adeziv uygulamalarında, smear tabakası dişten tamamen uzaklaştırılmakta; self-etching sistemlerde ise smear tabakası ve altındaki dentin yüzeyi kısmen demineralize edilerek yapılmaktadır. Bu işlemi gerçekleştirirken tübülleri tıkamadan, smear tabakasını kısmen çözerek yapmaktadır (20,78,158,159).

Bununla birlikte, hangi tip adeziv sistemin mikrosızıntıyı azalttığına dair ortak bir görüş henüz oluşmamıştır. Nalçacı ve arkadaşları, Sensi ve arkadaşları ve Abo ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarda sınıf V kavitelerin mine

duvarlarında etch&rinse adeziv sistemlerin, self-etching adeziv sistemlere göre daha az mikrosızıntı gösterdiğini ifade etmişlerdir (10,19,17). Pashley ve arkadaşları ile Santini ve arkadaşları ise self-etching adeziv sistemlerle etch&rinse adeziv sistemler arasında sınıf V kavitelere mikrosızıntı dereceleri arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (21,160). Bu çalışmada ise, beş farklı self-etching adeziv sistem uygulanan restorasyonların mikrosızıntıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. iBond'un hem gingival hem de okluzalde yüksek mikrosızıntı değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir.

Nalçacı, self-etching bonding sistemler (Optibond Solo Plus SE ve Prompt-L-Pop) ile tek şişe bondingleri (Optibond Solo Plus, Excite ve Prime&Bond NT Bonding) karşılaştırdığı in vitro bir mikrosızıntı çalışmasında, self-etching adeziv sistemin dentin yüzeylerinde, diğer tek şişe bonding sistemler ile aynı örtücülüğü sağladığını ifade etmiştir (10).

Yine benzer bir çalışmada Pashley ve arkadaşları, dentin yüzeylerinde self-etching adezivlerin içerisindeki ko-monomerler sayesinde, fibriller arası boşluklara tamamen infiltre olduklarını ve çok iyi bir örtücü sağladıklarını rapor etmişlerdir (21). Çalışma sonuçlarımız, Clearfil S³ Bond ve Optibond All In One gibi tek şişe sistemlerin dentin yüzeylerinde de iyi bir örtücülük gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Dentin yüzeylerinin gereğinden fazla kurutulması veya ıslatılması da adeziv sistemlerin örtücülüğünü etkilemektedir (161,162). Asit uygulanmış yüzeylerin nemli bırakılması, fibriller arası boşlukların sulu olması ile kollajen ağın çökmesi engellenmekte ve böylece primer infiltrasyonu süresince, primerin bu boşluklara akması sağlanmaktadır (10). Bu teknik "wet-bonding" tekniği ifadesiyle ilk defa Kanca tarafından tanımlanmış olup tek şişe sistemlerde bağlanma için son derece önemlidir (163). Günümüzdeki tek şişe adezivler etanol bazlı, aseton bazlı ve alkol bazlı gibi organik çözücüler içermektedir. Alkol bazlı adeziv sistemler, ortamdaki sudan çok fazla etkilenmez ve böylece diğer organik çözücüler gibi çok çabuk buharlaşmaz (10).

Aseton bazlı adezivlerin amacı hem aseton hem de su buharlaşırken kollajen ağının monomerler tarafından kuşatılmasıdır. Etanol bazlı tek şişe sistemlerde benzer özellik görülür ancak bunlar asetona göre daha düşük buhar basıncına sahiptir (164).

Ritter ve arkadaşları aseton bazlı adezivlerde mutlaka wet-bonding tekniği kullanılması gerektiğini ifade etmişlerdir (165). Tek aşamalı uygulanan self-etching adeziv sistemler, geleneksel adeziv sistemlere oranla daha yüksek konsantrasyonlarda asit türevleri, metakrilat asit esterleri, su ve organik solventler içermektedir (166). Bu adezivler, polimerizasyon esnasında suyun önemli bir kısmını absorbe ederek geçirgen membranlar gibi hareket edebilmektedirler (167). Hibrit tabakasındaki nanometre boyutundaki bu porozitelerin nanosızıntıya neden olduğu gösterilmiştir (168). Bakteri ürünleri ve enzimler bu aralıktan geçebilmekte ve bu nedenle oluşturulan rezin-dentin bağlantısı bakteri yan ürünlerine, enzimlere ve hidrolitik yıkıma karşı hassas olabilmektedir (169).

Deliperi ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada tek aşamalı self-etching adezivlerin total-etch ve iki aşamalı self-etching adeziv sistemlere göre önemli oranda mikrosızıntı gösterdiğini rapor etmişlerdir (170).

Sensi ve arkadaşları yaptıkları benzer bir çalışmada tek aşamalı self-etching adezivlerin total-etch ve iki aşamalı self-etching adeziv sistemlere göre dentine daha düşük bağlanma kuvveti gösterdiklerini ifade etmişlerdir (171).

Son yıllarda yapılan, çalışmamıza benzer in vitro çalışmada, iBond, G Bond, Xeno IV ve Clearfil S³ Bond self-etching adeziv sistemlerin, molar dişlerde hem lingual hem de bukkal yüzeylerinde sınıf V kavitelere kuronal ve apikal mikrosızıntı değerlendirilmiştir. Çalışmada 1000 kez termal siklus sonucunda kuronalda Xeno IV grubunda, apikalda ise Clearfil S³ Bond grubunda en az sızıntı olduğu ifade edilmiştir (172). Yine benzer şekilde planladığımız çalışmamızda **10.000** termal siklus sonunda Clearfil S³ Bond'un hem okluzal hem de gingival mikrosızıntı skorları düşük bulunmuştur.

Sınıf V kavitelere kompozit materyalin yerleştirilme şeklinin de önemli olduğunu ifade eden araştırmacılar, yaptıkları çalışmada inkremental teknik ile bulk tekniğini karşılaştırmışlar. Bir self-etching (iBond) ve total-etch (Adper Scotchbond Multi-Purpose) adezivi değerlendirdiklerinde total etch uygulamanın hem bulk hem de inkremental teknikte self-etching'den daha başarılı olduğunu ifade etmişlerdir (173). Çalışmamızda inkremental teknik tercih edildi.

Yine benzer şekilde planlanmış in vitro bir çalışmada self-etching ve multi-step, total-etch adeziv sistemlerde %1'lik metilen mavisi ile boyama yapılarak

mikrosızıntı karşılaştırılmıştır. Optibond Solo Plus, iBond, Adper Prompt L-Pop, Xeno III, Simplicity, Nano-Bond, Adper Scotchbond Multi-Purpose ve Touch & Bond adezivler arasında en az mikrosızıntıyı Adper Scotchbond Multi-Purpose göstermiştir. Bununla birlikte self-etching adezivler arasında en başarılı sonuç iBond'da elde edilmiştir, fakat tüm gruplar arasında istatistiksel fark elde edilememiştir (174). Çalışmamızın sonucunda ise iBond başarılı bulunmamıştır.

Guo ve arkadaşları, çekilmiş dişlerde halojen ve LED ışık cihazlarının mikrosızıntı üzerine etkisini incelemişler ve iki ışık cihazı arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığını ifade etmişlerdir (175).

Attar ve arkadaşlarının küçük azı dişlerinde sınıf V restorasyonlarda akışkan kompozit restorasyonların mikrosızıntısı üzerine LED ve halojen ışık cihazlarının etkisini inceledikleri in vitro çalışmada da iki ışık cihazı arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir (176).

Yine Yazıcı ve arkadaşlarının çekilmiş küçük azı dişlerde LED cihazıyla değişik marka akıcı kıvamdaki kompozitlerin sınıf V kaviteelerde mikrosızıntı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada ise kompozitin içeriğine bağlı olarak mikrosızıntı üzerinde farklılıklar tespit edilmiştir (177). Sınıf V restorasyonlarda rezin bazlı kompozit restorasyonların mikrosızıntısı üzerine LED ışık cihazının etkisinin incelendiği bir başka çalışmada dentinde LED ile polimerize edilen restorasyonlarda daha az sızıntı görülürken, minede iki ışık cihazı arasında bir farklılık görülmediği ifade edilmiştir (178). Çalışmamızda kompozit ve self-etching adeziv sistemlerin polimerizasyonunda ışık kaynağı olarak LED ışık cihazı kullanıldı.

Ağız sıvılarıyla temasa geçen restoratif materyal ile kavite duvarı ara yüzeyinde iyon, molekül, bakteri ve sıvı penetrasyonu dolguda mikrosızıntı oluşturabilmektedir. Restorasyonlardaki en önemli sorunlardan biri olan mikrosızıntı, klinik olarak dişlerde kenar renklenmesi ve kırılmalara, sekonder çürüklerin oluşumuna, postoperatif hassasiyete ve sonuçta pulpal enfeksiyona sebep olabilmektedir (21).

Servikal lezyonların tedavi yaklaşımlarında özellikle dişeti oluşu sıvısı ve gingival kanamalar nem kontrolünün sağlanmasının güç olması nedeniyle hekimleri oldukça zorlamaktadır (7). Restoratif materyallerin kaviteye uygulanması sırasında

oluşan nem teması ise rezin esaslı dolgu maddelerinin polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemektedir. Bu reaksiyonunun tam olarak gerçekleşmemesi, bu materyallerin kenar uyumlarının bozulmasına ve dolayısıyla restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntının uzun dönemde klinik başarısızlığa yol açmasına sebep olmaktadır (63). Klinik olarak mikrosızıntının değerlendirilmesinde ağız içinde mevcut restorasyonların kenar durumları, renk değişiklikleri, radyolojik görüntüleri gibi kriterlere göre başarı durumları incelenmektedir (179).

Deney ortamında in vitro olarak mikrosızıntının değerlendirilmesinde ise boya sızıntı yöntemi, radyoizotoplar, bakteriler, hava basıncı ve SEM gibi birçok yöntem kullanılmaktadır (86,180). Çalışmalarda ise boya solüsyonuna maruz bırakılan örneklerden alınan kesitlerin ışık mikroskobu altında en kolay ve en sık uygulanan yöntem olduğu belirtilmektedir. Sızıntı testini değerlendirmek için oral bakterilerin gerçek büyüklüğünün göz önünde bulundurulması gerektiği de ifade edilmektedir (117,181).

Hanks ve arkadaşları ile Ferrari ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda, bakteri büyüklüklerinin farklı olmasından dolayı metilen mavisi ve bazik fuksin boyalarının klinik olarak var olan açıklığı belirlemede en gerçekçi ajanlar olduğu bildirilmiştir (182,183). Bu nedenle çalışmamızda seçilen metilen mavisi boya penetrasyonu yöntemi, çeşitli restorasyon tekniklerini değerlendirmede kolay, ucuz, kantitatif ve karşılaştırılabilir bir yöntem olduğu için tercih edildi (184).

İn vitro deney ortamında yapılan mikrosızıntı çalışmalarında, restore edilmiş dişlere hem termal hem de okluzal streslerin uygulanmasının ağız içi şartları daha iyi taklit edebileceği öngörülmüştür (169).

Yine konuyla ilgili benzer çalışma yapan Youngson, restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş stres altındayken arttırdığını ifade etmiştir (185). Diğer araştırmacılar, yük siklusunun marjinal aralık boyutlarında ilave bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (186,187).

Karadağ ise, çiğneme kuvvetlerinin dentin bağlayıcı ile uygulanan restorasyonların uzun süreli dayanıklılıklarını azalttığını, yük siklusunun bağlanma farklılıkları meydana getirebildiğini ifade etmiştir. Diğer taraftan termal siklus,

kimyasal siklus, okluzal yüklemeye birlikte termal siklus ve tek başına okluzal yüklemeye arasında belirgin bir fark olmadığı bulunmuştur (132).

Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda araştırmacılar termal siklus ya da okluzal streslerin restorasyonların mikrosızıntısını arttırmadığını ifade etmişlerdir (186,187). Termal siklusun bağlanma dayanımına etkisini inceleyen Leloup ve arkadaşları, yaptıkları bir meta-analizi çalışmasında makalelerden elde ettikleri verileri değerlendirmişler ve sonuçta termal siklusun bağlanma dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir (150). Ayrıca meta-analizini inceledikleri çalışmaların çoğunluğunda ISO standardı olan ortalama **500-630** termal siklus kullanılmıştır. Çalışmamızda ise **10.000** termal siklus uygulanmıştır.

Gale ve Darwell ile Nikaido ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda, termal siklusun daha az sayıda uygulanmasının yaşlanma etkisinin elde edilmesi için yetersiz olabileceğini bildirmişlerdir (138,151).

Dolayısıyla ISO TR 11450 (1994) standardına göre, örneklerin 500 kez 5° C ve 55°C olan su banyolarına daldırılması şeklindeki sıcaklık içerisinde uygulamayla yapılan termal siklusun uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemi olarak sıklıkla kullanıldığı ifade edilmiştir (170). Çalışmamızda, Gale ve Darwell'in, daha önce yayınladıkları bir derleme baz alınarak **10.000** kez termal siklus uygulandı. Bu araştırmacılar termal siklusun **10.000** defa uygulanmasının yaklaşık **1 yıllık in vivo** fonksiyonu temsil ettiğini ifade etmişlerdir (138).

SONUÇLAR

Sınıf V restorasyonların beş farklı self-etching adeziv ve kompozit rezin ile restore edilip **10.000** termal siklus sonucunda %0.5'lik metilen mavisi ile yapılan mikrosızıntı çalışmasında, self-etching adezivler arasında farklı skorlar tespit edildi. Clearfil S³ Bond ve Optibond All In One gruplarının en başarılı olduğu tespit edilirken, G Bond'un daha fazla mikrosızıntı gösterdiği fakat Clearfil S³ Bond ve Optibond All In One ile kıyaslandığında istatistiksel bir fark olmadığı bulundu. Bununla birlikte, okluzal mikrosızıntı değerlendirildiğinde Xeno V ve iBond istatistiksel olarak başarısız gruplar olarak tespit edildi. Gingival mikrosızıntıda ise iBond'un mikrosızıntı değerleri yüksek bulundu. Ayrıca, gingival mikrosızıntı açısından diğer dört grup arasında istatistiksel bir farklılık olmadığı tespit edildi. Tüm bu sonuçlarla birlikte, elde edilen sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyim.

KAYNAKLAR

1. Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995;26:95-110.
2. Uzer E, Türkün LŞ. Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının karşılaştırılması. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005;32:181-190.
3. Ermiş B. 5. Sınıf restorasyonların retansiyonunu etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2003;20:53-59.
4. Schwartz RS, Summit JB, Robbins JW. class 5 restorations. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary Approach.* Quintessence Publishing Co. Illionis 1996;309-320.
5. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001;29:123-130.
6. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical structure lesions and their restoration. *Quintessence Int* 2000;31:267-274.
7. Blunck U. Improving cervical restorations: A review of materials and techniques. *J Adhes Dent* 2001;3:33-44.
8. Frankenberger R, Kramer NA. Petschelt 'Longterm effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000;25:11-19.
9. Barkmeier WW, Hammesfahr PD, Latta MA. Bond strength of composite to enamel and dentine using Prime&Bond. *Oper Dent* 1999;24:51-56.
10. Nalçacı A. Self-etch tek şişe bonding sistemlerin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005;32:85-90.
11. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994;73:1690-1702.
12. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancini L. One-year clinical evaluation of an ethanol-based and a solvent-free dentin adhesive. *Oper Dent* 2004;17:451-456.
13. Leinfelder KF. Current developments in dentin bonding systems: Major progress found in today's product. *J Am Dent Assoc* 1993;124:40-42.

14. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. No-bottle vs multi-bottle dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17:373-380.
15. Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 2000;25:75-80.
16. Atash R, Abbeele AV. Sealing ability of new generation adhesive systems in primary teeth: an in vitro study. *Pediatr Dent* 2004;26:322-328.
17. Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci* 2004;112:286-292.
18. Ozok AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater* 2004;20:479-486.
19. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent* 2005;30:63-68.
20. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73:1212-1220.
21. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25:355-372.
22. Schwartz RS. Class 5 restorations. Schwartz RS, Summit JB, Robbins JW. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary Approach.* Quintessence Publishing Co. Illionis. 1996;309-320.
23. Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent* 1991;19:24-32.
24. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent* 1994;22:195-207.
25. Künzel W, Cruz MS, Fischer T. Dental erosion in Cuban children associated with excessive consumption of oranges. *Eur J Oral Sci* 2000;108:104-109.
26. Larsen IB, Westergaard J, Stoltze K, Larsen AI, Gyntelberg F Holmstrup P. A clinical index for evaluating and monitoring dental erosion. *Community Dent Oral Epidemiol* 2000;28:207-211.

27. Lussi A, Köhler N, Zero D, Schaffner M, Megert B. A comparison of the erosive potential of different beverages in primary and permanent teeth using in vitro model. *Eur J Oral Sci* 2000;108:104-109.
28. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-a finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991;66:451-459.
29. Sturdevant C, Roberson J, Heymann H, Sturdevant J. *The Art And Science Of Operative Dentistry*. St. Louis: Mosby-Year Book, 1995;490-576.
30. Kenneth S. Root caries in the older patient. *Dent Clin North Am* 1997;41:778-793.
31. Tucker RV. Why gold castings are excellent restorations?. *Oper Dent* 2008;33:111-113.
32. Mc Lean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994;25:587-589.
33. Baratieri LN. *Advanced Operative Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc. 2nd ed. 1993;175-180.
34. Gao W, Smales RJ, Yip NK. Demineralisation and remineralization of dentine caries, and the role of glass-ionomer cements. *Int Dent J* 2000;50:51-56.
35. El Mallakh BF, Sarkar NK. Fluoride release from glass-ionomer cements in de-ionized water and artificial saliva. *Dent Mater* 1990;6:118-122.
36. Saito S. Characteristics of glass ionomer and its clinical application. Relations between hardening reactions and water. *Int J Dent Mater* 1978;8:1-16.
37. Croll TP. Glass ionomers and esthetic dentistry. *J Am Dent* 1992;123:51-54.
38. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI commission project. *Int Dent J* 1998;48:3-16.
39. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass ionomer-resin composite hybrid material. *Dent Mater* 1989;5:355-358.
40. Dyract Technical Manual & Literature Folder. Dentsply DeTrey GMBH 1996.

41. Croll TP. Light hardened Cl. I-glass ionomer- resin cement restoration of a permanent molar. *Quintessence Int* 1993;24:109-113.
42. Sturdevant C, Roberson J, Heymann H, Sturdevant J. *The Art And Science of Operative Dentistry* St. Louis: Mosby- Year Book. 1995;490-576.
43. Tate WH, Friedl KH, Powers JM. Bond strength of composite to hybrid ionomers. *Oper Dent* 1996;21:147-152.
44. Braem MJ, Lambrechts P, Gladys S, Vanherle G. In vitro fatigue behaviour of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater* 1995;11:137-141.
45. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1996;12:64-69.
46. Arıkan S. Posterior kompozit restorasyonlar. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 2005;8:63-70.
47. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restoration. *JADA* 2001;132:639-645.
48. Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behaviour of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004;29:269-274.
49. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA* 2003;134:1382-1390.
50. Hürmüzlü F, Siso ŞH, Işın D. Sınıf II restorasyonlarda beş restoratif materyalin mikrosızıntı değerlendirmesi. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 2002;5:67-70
51. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Kompozit restorasyonlar. Güneş Kitabevi, Ankara, 2000:1.
52. Philips RW. Past, present and future composite systems. *Dent Clin Nort Americ* 1981;25:209
53. Baum L, Phillips RW, Lund MR. *Textbook of Operative Dentistry. Tooth colored restoratives.* 2nd ed. 1985;206.
54. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection. Polymeric restorative metarials.* 3rd ed. Canada. 2002;113-116.
55. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New Direct Restorative Materials. *Int Dent J* 1998;48:3-16.

56. Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. Summary of the historical evolution of dental composites, curing methods, and accompanying bonding systems. Sturdevant's, The Art and Science of Operative Dentistry, Elsevier, Mosby, 5th ed.2006;4:197.
57. Ikejima I, Nomoto R, Mc Cabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. Dent Mater 2003;19:206–211.
58. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New “Clustered” Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003;8:921.
59. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dent Mater 2007;23:51-59.
60. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. Int J Nanotechnol 2004;1:130–156.
61. Mitra SB, WU D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003;134:1382–1390.
62. Going RE. Microleakage around dental restorations: A summarizing review. JADA 1972;84:1349-1357.
63. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with without ‘softstart polymerization’. J Dent 1997;25:321-330.
64. Çetiner S. Cam iyonomer simanların kenar sızıntılarının araştırılmasında kullanılan farklı iki boyanın sonuca etkileri. AÜ Diş Hek Fak Derg 1992;19:415-419.
65. Alaçam T. Dentin ve pulpa tedavileri. Endodonti, II. Baskı, 2000;Bölüm 6:107-157.
66. Swift Jr EJ. Pulpal effects of composite resin restorations. Oper Dent 1989;14:20-27.
67. Tarım B, Hafez AA, Cox, FC. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkeypulp. Quint Int 1998;29:535-542.

68. Seven N, Aydemir H, Aladağ H. Cam ionomer kaidenin farklı yerleştirilmesinin kenar sızıntısına etkisi. AÜ Diş Hek Fak Derg.1994;4:16-20.
69. Shortall AC, Baylis RL, Grundy CR. Microleakage of composite resin/glass-ionomer sandwich restorations. J Dent Res 1998;67-70.
70. Atakul F, Çelebi TB, Gülseren S. Süt dişlerindeki amalgam ve kompozit dolguların mikrosızıntısının invitro olarak değerlendirilmesi. DÜ Diş Hek Fak Derg 1992;3:81-84
71. Feilzer AJ, Dooren LH, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci 1995;103:322.
- 72.Venhoven BAM, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light curing Bis-GMA-based methacrylate resins. Biomaterials 1993;14:871.
73. Zorba YO, Bayındır YZ, Yıldız M. Geçmişten günümüze dentin bonding ajanlar. Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg 2004;14:70-78.
74. Altun C. Restoratif dişhekimliğinde mikrosızıntı. Gülhane Tıp Dergisi 2004;46:264-269.
75. Perdigao J, Swift EJ. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. Int Dent J 1994;44:349-359.
76. Ayad MF, Rosenstiel SF, Farag AM. A Pilot study of lactic acid as an enamel and dentin conditioner for dentin-bonding agent development. J Prosth Dent 1996;76:254-259.
77. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-853.
78. Swift EJ. Bonding systems for restorative materials a comprehensive review. Pediatr Dent 1998;20:80-88.
79. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Long term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptations. Oper Dent 2000;25:11-19.
80. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing Co. Ltd. Japan 1998;37-55.

81. Kanca III, J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;39-41.
82. Maroli S, Khera SC, Krell, KV. Regional variation in permeability of young dentin. *Oper Dent* 1992;17:93-100,
83. Jordan, RE. *Esthetic composite bonding techniques & materials* Mosby-Year book Inc. Missouri, USA 1993;174-205
84. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;35:846-851.
85. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965;44:895-902.
86. American Dental Association Council on dental materials. Instruments and equipment. Dentin bonding systems: an update. *JADA* 1987;114:91-95.
87. Causten BE Improved bonding of composite restorative to dentin. *Br Dent J* 1984;156:93-95.
88. Eliades GC, Caputo AA & Vougiouklasis GJ. Composition wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1985;1:170-176.
89. Chan DCN, Reinhart JW & Boyer DB Composit resin compatibility and bonding longevity of a dentin bonding system. *J Dent Res* 1985;64:1402-1404.
90. Davidson CL, De Gee AJ. Relocation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63:146-148.
91. Christensen GJ. Bonding to dentin and enamel where does it stand in 2005?. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1299-1302.
92. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Tokyo Quintessence 1998;57-63.
93. Tao L, Pashley DH, Boyd L. The effect of different types of smear layers on dentin and and enamel bond strengths. *Dent Mater* 1988;4:208-216.
94. Fusayama T, Nakamura M , Kurosaki N , Iwaku M. Non-pressure adhesion of new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58:1364-1372.

95. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth states. *J Biomed Mat Res* 1982;16:265-273.
96. Kanca J. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin enamel conditioner. *Quintessence Int* 1991;22:285-290.
97. Gwinnet AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 1993;6:7-9.
98. Van der Vyver PJ, De Wet FA. The current state of dentin bonding systems. A review of materials and techniques *SADJ* 2000;55:475-484.
99. Kanca J. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 1996;9:273-276.
100. Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F. Bonding Mechanism of three "one-bottle" systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 1997;10:224-230.
101. Tay FR, Gwinnet AJ, Wei SHY. Structural evidence of a sealed tissue interface with total etch wet-bonding technique, *invivo*. *J Dent Res* 1994;73:629-636.
102. Mason PN, Calabrese M, Graif L. Modified extrusion shear bond strength of the new 3M adhesive. *J Dent Res* 1998;77:123-129.
103. Farah JW. Self-etching bonding agents. *The Dental Advisor* 2003;20:2-4.
104. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int* 1993;24:335-342.
105. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent* 1997;10:66-70.
106. Toida K, Watanabe A, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur. *J Jpn Dent Mater* 1995;14:109-116.
107. Yoshima M, Sano H, Carvalho RM, Pashley DH. Adhesive mechanism of self-etching/self-priming adhesive resin to enamel and dentin. *J Hard Tiss Biol* 1996;5:31-35.

108. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J. Field-emission scanning electron microscopy of resin dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *J Adhes Dent* 2000;2:259-269.
109. Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 2000;57-66.
110. Finger WF, Tani C. Effect of relative humidity on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2002;4:277-282.
111. Dunn JR. iBond: The seventh generation, One-bottle dentin bonding agent. *J Contemp Contin Educ Dent* 2003;24:14-18.
112. Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil* 2001;49:1122-1128.
113. Tani C, Finger JW. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three All-in-One self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*. 2002;4:283-289.
114. Burrow MF, Kitasako Y, Thomas CD, Tagami J. Comparison of enamel and dentin microshear bond strengths of a two-step self-etching priming system with five all-in-one systems. *Oper Dent* 2008;33:456-460.
115. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generations. *JADA* 2000;131:20-25.
116. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an Etch&Rinse and Self-Etch adhesives to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003;28:647-660.
117. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent* 1990;3:192-194.
118. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig* 2002;6:244-248.
119. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004;35:29-34.

120. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent* 2002;27:628-633.
121. Heinrich R, Kunzel W. Diagnosis and treatment of carious dentine. *J Int Assoc Dent Child* 1986;17:5-8.
122. Matloff IR, Jensen JR, Singer L, Tabibi A. A comparison of methods used in root canal sealability studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982;53:203-208.
123. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992;20:3-10.
124. Karagöz-Küçükay I, Bayirli G. An apical leakage study in the presence and absence of the smear layer. *Int Endod J* 1994;27:87-93.
125. Ibrahim RM, Kataia M A-el-R. Electrochemical microleakage assessment of three different root canal obturation techniques. *Egypt Dent J* 1994;40:839-846.
126. Iwami Y, Yamamoto H, Ebisu S. A new electrical method for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. *J Dent* 2000;28:241-247.
127. Rhome BH, Solomon EA, Rabinowitz JL. Isotopic evaluation of the sealing properties of lateral condensation, vertical condensation. *J Endodon* 1981;7:458-461.
128. Tangsgoolwatana J, Cochran MA, Moore BK, Li Y. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. *Quintessence Int* 1997;28:467-477.
129. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91:353-358.
130. Matharu S, Spratt DA, Pratten J, Ng YL, Mordan N, Wilson M, Gulabivala K. A new in vitro model for the study of microbial microleakage around dental restorations: a preliminary qualitative evaluation. *Int Endod J* 2001;34:547-553.
131. Kersten HW, Moorer WR. Particles and molecules in endodontic leakage. *Int Endod J* 1989;22:118-124.
132. Karadağ S. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg* 2005;15:80-87.

133. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:337-341.

134. Wendt SL, Mclimes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992;8:181-184.

135. Crim GA, Sarartz ML, Philipps RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985;53:50-53.

136. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of Dental alloys. *J Dent* 1994;22:247-251.

137. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.

138. Longman C, Pearson G. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 1987;8:411-414.

139. Boehm R. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 1972;51:75-78.

140. Spierings T, Peters M, Bosman F, Plasschaert M. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiment. *J Dent Res* 1987;66:1336-1339.

141. Verslius A, Douglas W, Sakaguchi R. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauge. *Dent Mater* 1996;12:290-294.

142. Mc Cabe JF, Walls AWG. Properties used to characterize materials. *Appl Dent mater* 8th ed Blackwell Science, Oxford, 1998:108-114.

143. Dorfer C, Staehle H, Würst M, Duschner H, Pioch T. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur J Oral* 2000;108:346-351.

144. Cardoso P, Placido E, Moura S. Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stress. *Am J Dent* 2002; 15:164-168.

145. Li H, Burrow M, Tyas M. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:189-196.

146. Frankenberger R, Tay F. Self-etch vs etch&rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21:397-412.

147. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;79:1385-1391.
148. De Munck J An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bond. Tez, 2004 Leuven, Belçika.
149. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80:1605-1614.
150. Nikaido T, Kunzelmann K, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002;18:269-275.
151. Demirci M, Özer F, Kuşdemir M, Sancaklı HŞ, Karakaya Ş. Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V.Sınıf kavitelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2007;16:29-38.
152. Brackett WW, Dib A, Brackett MG, Reyes AA, Estrada BE. Two-year clinical performance of class V resin-modified glass ionomer and resin composite restorations. *Oper Dent* 2003;28:477-481.
153. Folwaczny M, Loher C, Mehl A, Kunzelmann KH, Hinkel R. Tooth-colored filling materials for the restoration of cervical lesions: A 24-month follow-up study. *Oper Dent* 2000; 25:251-258.
154. De Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Junior AL. Volumetric microleakage assessment of glass-ionomer-resin composite hybrid materials. *Quintessence Int* 1999; 30:117-121.
155. Barnes DM, Blank LW, Gingell JC, Gilner PP. A clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer restorative material. *JADA* 1995; 126:1245-1253.
156. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res* 1982; 61:1070-1076.
157. Çelik Ç, Özel Y, Karabulut E. Kavite dezenfektanı uygulamasının farklı dentin adeziv sistemlerin mikrosızıntısına etkisi *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2007;17:7-12.

158. Gordon VV, Vargas MA, Cobb DS & Denehy GE. Evaluation of adhesive systems using acidic primers *Am J Dent* 1997;10:219-223.
159. Perdigao J, Swift EJ Jr. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's, The Art and Science of Operative Dentistry* 4th ed. Mosby Inc. Missouri 2002;235-268.
160. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *Am J Dent* 2004;17:257-261.
161. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1999;1:191-209.
162. Özyurt P, Ulusoy N. Dentin bonding ajanların dentine penetrasyonu: SEM çalışması. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 1999;26:1-8.
163. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;23:39-41.
164. Cheng JT, Itoh K, Kusunoki M, Hasegawa T, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effect of dentine conditioners on the bonding efficacy of one-bottle adhesives. *J Oral Rehabil* 2005;32:28-33.
165. Ritter AV, Bertoli C, Swift EJ Jr. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. *Am J Dent* 2001;14:221-226.
166. Tay FR, Pashley DH. Aggresiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17:296-308.
167. Tanaka Fr, Ishikawa K, Yatani H, Yamashita A, Suzuki K. Correlation of dentin bond durability with water absorption of bonding layer. *Dent Mater J* 1999;18:11-18.
168. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B, et al. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20:160-167.
169. Ülker M. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, SEM, TEM çalışması). Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Konya, 2006.

170. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent*. 2007;32:179-184.
171. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent* 2005;30:63-68.
172. Owens BM, Johnson WW. Effect of single step adhesives on the marginal permeability of Class V resin composites. *Oper Dent* 2007;32:67-72.
173. Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent* 2005;7:303-308.
174. Owens BM, Johnson WW, Harris EF. Marginal permeability of self-etching and total-etch adhesive systems. *Oper Dent* 2006;3:60-67.
175. Guo B, Wang QO, Que KH, Xie SJ, Hao YQ, Yang F, Liu J. Effect of light-curing and halojen light on microleakage of extracted teeth. *Sichuan Da Xue Bao Yi Xue Ban*. 2006;37:947-950 (Abstract).
176. Attar N, Korkmaz Y. Effect of two light-emission diode(LED) and one Halojen curing light on the microleakage of class v flowable composite restorations. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:1-10.
177. Yazici AR, Celik C, Dayangac B, Ozgunaltay G. Effects of different light curing units/modes on the microleakage of flowable composite resins. *Eur J Dent* 2008;2:240-246.
178. Oberholzer T, Schünemann M. Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. *Int Dent J* 2004;54:15-20.
179. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2000;13:121-122.
180. Ozturk AN, Usumez A, Ozturk B, Usumez S. Influence of different light source on microleakage of class V composite resin restoration. *J Oral Rehabil* 2004;31:500-504.

181. Arslan S, Ülker M, Er Ö, Sağsen B, Ertuş H. Farklı Adeziv Sistemlerle Restore edilen Sınıf II Slot Preparasyonlardaki Mikrosızıntının Gelişiminde Farklı Işık Cihazlarının Etkisinin Değerlendirilmesi. HÜ Diş Hek Fak Derg. 2008;32:38-48.

182. Hanks GT, Wataha JC, Parsel RR. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. J Oral Rehabil 1994;2:475-487.

183. Ferrari M, Garcia-Godoy F. Sealing ability of new generation adhesive restorative materials placed on vital teeth. Am J Dent 2002;15:117-128.

184. Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA. Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of composite restorations. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2006;78:302-311.

185. Youngson CC, Grey NJA, Martin DM: In vitro marginal microleakage associated with five dentine bonding systems and associated composite restorations. J Dent 1990;18:203-206.

186. Liberman R, Ben-Amar A, Frayberg E, Abramovitz I, Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRIVI and calcium sulfate-based temporary fillings. J Endod 2001;27:724-729.

187. Mitsui FH, Bedran-de-Castro AK, Ritter AV, Cardoso PE, Pimenta LA. Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. J Adhes Dent 2003;5:209-216.

ÖZGEÇMİŞ

1976 yılında Diyarbakır' da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Diyarbakır'da tamamladım. 2003 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden mezun oldum. 2005 yılı eylül ayında D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü' nün açmış olduğu doktora sınavını kazanarak doktora programına başladım. Halen D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.' da doktora öğrencisi ve araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Evliyim.

Email:mdalli@dicle.edu.tr, mdalli21@hotmail.com

Tel: 0(412) 2488101-6 Dahili: 3442