



**T.C. YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**GELENEKSEL YÖNTEM İLE HAZIRLANAN 5. SINIF
KAVİTELERDE İKİ FARKLI YAPIDA FLORÜR İÇEREN VE
İÇERMEYEN ADEZİV SİSTEMLERİN DENTİNE
MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE
MİKROSIZINTI ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE
KAVİTE-RESTORASYON ARAYÜZÜNÜN ENERJİ DAĞILIM
SPEKTROMETRESİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

MSc. Dt. NAZLI ŞİRİNSÜKAN

DANIŞMAN

Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN

İSTANBUL 2014

ÖZET

Bu *in-vitro* çalışmanın amacı geleneksel yöntem ile hazırlanan 5. sınıf kavitelere iki farklı yapıda florür içeren ve içermeyen adeziv sistemlerin dentine mikrotensil bağlanma dayanımlarının ve mikrosızıntı özelliklerinin karşılaştırılması ve kavite-restorasyon arayüzünün SEM kullanılarak Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelenmesidir.

Çalışmada 51 adet çürüksüz, herhangi bir restorasyon içermeyen ortodontik amaçlı çekilmiş küçükazı dişleri kullanıldı.

Mikrotensil çalışmasında kullanılmak üzere rastgele seçilen 30 dişin bukkal yüzeylerine aeratör-mikromotor ile, 3mm yüksekliğinde, 4mm eninde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kavitelem hazırlandı. Hazırlanan dişler 3 gruba ayrılarak 3 farklı adeziv sistem (AdheSE One F, Clearfil SE Bond ve FL Bond II) üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı ve restorasyonlar Filtek Z250 (A2) ile tamamlandı.

Restorasyondan sonra dişler 24 saat bekletildi, 5-55 °C'de 1000 döngü termosiklus uygulandıktan sonra mikrotensil bağlanma dayanımları değerlendirilmesi için, Universal test makinesiyle çekme deneyi yapıldı.

Mikrosızıntı çalışması için rastgele seçilen 12 adet küçük azı dişin bukkal ve palatinal/lingual yüzeylerine mikrotensil çalışmasına benzer şekilde aeratör-mikromotor ile 5. sınıf kavitelem hazırlandı, adeziv sistemler (AdheSE One F, Clearfil SE Bond ve FL Bond II) üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı ve restorasyonlar Filtek Z250 (A2) ile tamamlandı.

Restorasyondan sonra 24 saat beklendi, mikrosızıntı çalışmasında kullanılmak üzere hazırlanan dişlere 5-55 °C'de 1000 döngü termosiklus uygulamasından sonra kök ucları kompozit materyalle kapatıldı ve kavite sınırlarına 1.5 mm yaklaşacak şekilde iki tabaka koyu renkli tırnak cilası uygulanarak, dişler %0.5'lik bazik fuksin zltisi içerisinde 24 saat bekletildi.

Dişler, bukkal ve lingual/palatinalde hazırlanan kaviteleri birbirinden ayırmak için kesit alma cihazı ile mesiyo-distal yönde kesilerek 24 adet örnek elde edildi. Elde edilen örnekler, bukkal-lingual yönde kesildikten sonra, boya penetrasyon derecesi stereomikroskop ile incelendi.

EDS analiz çalışması için 9 adet dişin bukkal yüzeylerine açılan 5. sınıf kavitelere adeziv sistemler (AdheSE One F, Clearfil SE Bond ve FL Bond II) retici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı ve restorasyonlar Filtek Z250 (A2) ile tamamlandı.

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra dişler distile su içerisinde etüvde (48 saatte bir değiştirilerek) 37 °C' de 30 gün boyunca bekletildi. Dişler kesit alma cihazı ile kesim hattı restorasyonun ortasından geçecek şekilde bukkal-lingual doğrultuda ikiye ayrıldı ve akrilik rezine gömüldü.

Cilalama işleminin ardından altınla kaplanan örneklerin, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile dentin-adeziv arayüzleri EDS analizi yapıldı.

Bağlanma dayanımı sonuçlarının istatistiksel analizi 'Oneway ANOVA' ve 'Tukey HSD' testi ile, mikrosızıntı sonuçları 'Freeman Halton testi', 'Ki-Kare' ve 'Exact Ki-Kare testi' kullanılarak gerçekleştirildi.

Çalışmanın sonucunda FL Bond II ile restore edilen gruptaki bağlanma dayanımı değerleri, Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile restore edilen gruptaki bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile restore edilen grupların bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı.

Oklüzal ve gingivalde meydana gelen mikrosızıntı değerlerine bakıldığında, hem oklüzalde hem de gingivalde tüm gruplar arasında mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Grupların kendi aralarında yapılan mikrosızıntı değerlendirilmesinde, gruplar içinde oklüzal ve gingival yüzeylerde mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Kavite-restorasyon yüzeylerinin EDS analizi için SEM ile incelenmesinde, Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile restore edilen grupta hem adeziv tabaka da hem de komşu diş dokusunda florür iyonu izlenemedi. FL Bond II ile restore edilen grupta adeziv tabakada florür iyonu tespit edildi fakat komşu dentin dokusuna florür iyonu geçişi izlenemedi.

Anahtar kelimeler: Florür, 5.sınıf kavite, mikrotensil bağlanma dayanımı, mikrosızıntı, EDS analizi

ABSTRACT

The aim of this *in-vitro* study is to compare the microtensile bond strengths of two different fluoride-containing and one fluoride-free adhesive systems and microleakages of Class V cavities prepared by conventional methods and restored with a composite material and to evaluate the cavity-restoration interfaces by SEM for Energy Dispersive Spectrometry (EDS) analyses.

51 premolars without caries and restorations extracted for orthodontic purposes were used.

30 premolars were selected randomly for microtensile test. Class V cavities were prepared on the buccal surface in each teeth with conventional method and cavity dimensions were 4 mm mesio-distal width, 3 mm bucco-lingual height and the depth of the cavities were 2 mm. The prepared teeth were then divided into 3 groups and restored with 3 different adhesive systems (AdheSE One F, Clearfil SE Bond and FL Bond II) according to the manufacturer's instructions and restorations were completed with the resin composite Filtek Z250 (A2).

The specimens were stored for 24 hours. Then they were termocycled for 1000 cycles between 5 °C and 55 °C. The microtensile test was performed in an universal testing machine.

12 premolar teeth chosen randomly for microleakage test and Class V cavities were prepared with conventional method on the buccal and the lingual/palatal surfaces, with the same dimension as in the microtensile study.

The prepared teeth were then divided into 3 groups and restored with 3 different adhesive systems (AdheSE One F, Clearfil SE Bond and FL Bond II) according to the manufacturer's instructions and restorations were completed with the resin composite Filtek Z250 (A2).

The specimens were stored for 24 hours. Then they were thermocycled for 1000 cycles between 5 °C and 55 °C. After thermocycling procedure, the root apical of each teeth were closed with composite restoration. Then two layers of a dark colored nail polish was applied onto the teeth 1.5 mm close to cavity margins. All specimens were immersed in %0.5 basic fuchsin for 24 hours.

All teeth were sectioned in a mesio-distal direction to separate the cavities and 24 specimens were obtained.

Then the cavities were sectioned in a bucco-lingual direction through the center of both cavities and examined with stereomicroscope.

9 premolars were selected for EDS analysis. Class V cavities were prepared on the buccal surface in each teeth with conventional method. The prepared teeth then were divided into 3 groups and restored with 3 different adhesive systems (AdheSE One F, Clearfil SE Bond and FL Bond II) according to the manufacturer's instructions and restorations were completed with the resin composite Filtek Z250 (A2).

Restorations were stored in distilled water (replaced every 48 hour) 37 °C dessicator for 30 days. Then the specimens were cross-sectioned longitudinally through the center of the restorations and then embedded in acrylic resin. After the polishing procedures, the samples were sputter-coated

with gold, and dentin-adhesive interfaces were observed under a SEM for EDS analysis.

Bond strength was analysed statistically by 'Oneway ANOVA' and 'Tukey HSD' tests. The microleakage results were analysed with 'Freeman Halton test', 'Ki-square test' and 'Exact Ki-square' tests.

In conclusion, statistically, the cavities prepared with FL Bond II adhesive system showed significantly lower bond strengths than the cavities prepared with Clearfil SE Bond and AdheSE One F. There was no statistical difference between cavities restored with Clearfil SE Bond and AdheSE One F.

There was no statistical difference for microleakage results between all the groups and no statistical difference was found for the groups of occlusal and gingival margins.

In SEM evaluation for EDS analysis, there was no fluoride ions observed in the adhesive layer and the dentine with the groups restored with Clearfil SE Bond and AdheSE One F. Fluoride ions were observed in the adhesive layer restored with FL Bond II group, but in the dentine tissue no fluoride ion was observed.

Keywords: Fluoride, Class V cavities, Microleakage, Microtensile Bond Strength, EDS analysis

TEŞEKKÜR

Gerek doktora eğitimim, gerekse dış hekimliği eğitimim sırasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren, üzerimde büyük emeği olan, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, insan ve eğitimci olarak her zaman örnek aldığım ve yanında eğitim almaktan gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Mübin Soyman'a**,

Fakültemizin, ülkemizin en modern ve çağdaş eğitim ve sağlık kurumu olmasında büyük emeği olan, bize her türlü çalışma imkanını sağlayan ve her türlü problemin giderilmesinde daima yardım ve desteğini biz doktora öğrencilerinden esirgemeyen değerli hocam, dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı'ya**,

Doktora eğitimim boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim, bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım, bana her zaman anlayış gösteren Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın **Prof. Dr. Esra Can**, Sayın **Doç. Dr. Haktan Yurdağüven**, Sayın **Doç. Dr. Kağan Gökçe**, Sayın **Yrd. Doç. Dr. Mustafa Ersoy** ve **Dr. Gökçe Saruhanoğlu'na**,

Doktora eğitimimde bütün bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, fakültede geçirdiğim yıllar boyunca her anımı paylaştığım, bana her konuda ilgi ve anlayış gösteren birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum Sayın **Dr. Burcu Dikici** ve Sayın **Dr. Kumru Çöteli'ye**,

Doktora eğitimim süresince sayısız katkılarından dolayı Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm **bölüm arkadaşlarıma**,

Mikrosızıntı çalışmamda bana büyük destek olan Yeditepe Üniversitesi Genetik ve Biyomühendislik Bölümü Öğretim Üyesi Sayın **Prof. Dr. Mustafa Çulha**'ya,

TÜBİTAK MAM'da Elektron mikroskobu görüntülerinin elde edilmesinde yardımcı olan Sayın **Cem Berk**'e,

Laboratuvar çalışmalarımın her aşamasında benimle birlikte olan, bilgisini ve emeğini sonuna kadar paylaşan Sayın **İsmehan Dere**'ye,

Güleryüzü ile her zaman yardımcı olan Kütüphane sorumlusu Sayın **Arife Çelik**'e,

Hayatımın her döneminde destek ve sevgilerini eksik etmeyen, eğitimim için büyük fedakarlıklarda bulunan ve bugünlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi canım **aileme**,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	I
ÖZET	II
ABSTRACT	V
TEŞEKKÜR	VIII
İÇİNDEKİLER	X
KISALTMALAR ve SİMGELER	XII
GRAFİKLER	XIV
RESİMLER	XVI
TABLolar	XIX
1) GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2) GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Minenin Yapısı ve Bağlanma.....	4
2.2. Dentinin Yapısı.....	5
2.2.1. Dentin Kanalları.....	6
2.2.2. Peritübüler (intratubular) Dentin.....	7
2.2.3. İntertübüler Dentin.....	7
2.2.4. Smear tabakası.....	7
2.3. Dentin Dokusuna Bağlanma.....	8
2.3.1. Hibrit tabakası.....	8
2.4. Adeziv Sistemler.....	9
2.4.1. Total-etch Adeziv Sistemler.....	10
2.4.2. Self-etch Adeziv Sistemler.....	11
2.4.3. Cam iyonomer Bazlı Adeziv Sistemler.....	13
2.4.4. Florür İçeren Adeziv Sistemler.....	13
2.5. 5. Sınıf Kaviteler.....	18
2.6. Termosiklus Yöntemi ile Yaşlandırma.....	21

2.7.Mikrosızıntı.....	23
2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	25
2.8.1.Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi.....	28
2.9.Enerji Dağılımı Spektrometresi (EDS).....	30
3) GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1.Mikrotensil alışması için dişlerin hazırlanması.....	32
3.2.Mikrosızıntı alışması için dişlerin hazırlanması.....	39
3.3.EDS alışması için dişlerin hazırlanması.....	43
3.4.İstatistiksel Analiz.....	46
4) BULGULAR.....	47
4.1. Mikrotensil bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular.....	47
4.2. Mikrosızıntı değerlendirmesinin bulguları.....	48
4.3.EDS Analizi ile İlgili Bulgular.....	57
4.3.1.Clearfil SE Bond SEM ve EDS Analiz Sonuçları.....	57
4.3.2.AdheSE One F SEM ve EDS Analiz Sonuçları.....	61
4.3.3.FL Bond II SEM ve EDS Analiz sonuçları.....	66
5) TARTIşMA.....	73
6) SONUÇLAR.....	96
7) KAYNAKLAR.....	98
8) EKLER.....	120
9) ÖZGEçMİş.....	123

KISALTMALAR ve SİMGELER

µm:	Mikrometre , mikron
mm:	Milimetre
F:	Florür
Cu:	Bakır
Zn:	Çinko
Fe:	Demir
nm:	Nanometre
HAp:	Hidroksiapatit
FAp:	Florapatit
OH:	Hidroksil
PRG:	Pre-reaktif cam
FASG:	Floroaluminosilikat cam
PAA:	Polialkenoik asit
S-PRG:	Yüzeysel pre-reaktif cam
F-PRG:	Fully pre-reaktif cam doldurucu
°C:	Derece Celcius
Bis-GMA:	Bisfenol A diglisid metakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
Bis-EMA:	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
TEGDMA:	Trietilenglikol dimetakrilat
2-HEMA:	2-Hidroksietil metakrilat
MDP:	10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
HEMA:	Hidroksietilmetilmetakrilat
EDS:	Enerji Dağılım Spektrometresi

4-META:	4-metakriloksietiltrimellat anhidrad
4-MET:	4-metakriloksiloetil trimellitik asit
NAA:	Nötron etkinleştirme analizi
SEM:	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Elektron Microscope)
6-MHP:	6-metakriloksietil dihidrojen fosfat
MF8P:	6-metakriloksi-2,2,3,3,4,4,5,5-oktafloroheksil dihidrojen fosfat
KF:	Potasyum Florür
mm²:	Milimetrekare
MPa:	Megapaskal
KDK:	Kalan dentin kalınlığı
N:	Newton

GRAFİKLER

Grafik 1. Bütün grupların mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri	48
Grafik 2. Grupların oklüzal yüzeylerindeki mikrosızıntısı değerleri.....	54
Grafik 3. Grupların gingival yüzeylerindeki mikrosızıntısı değerleri.....	54
Grafik 4. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	57
Grafik 5. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.....	58
Grafik 6. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	59
Grafik 7. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	60
Grafik 8. AdheSE One F – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	61
Grafik 9. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.....	62
Grafik 10. AdheSE One F – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	63
Grafik 11. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.....	64
Grafik 12. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin ve adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.....	65
Grafik 13. FL Bond II - Dentin arayüzünde F elementi analizi. Adeziv içinde F element olarak izlenmektedir (8,18% wt).....	66
Grafik 14. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Dentin dokusu içinde F	

element olarak izlenememektedir.....	67
Grafik 15. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Adeziv içinde F element olarak izlenmektedir (9,13% wt).....	68
Grafik 16. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Dentin dokusunda F element olarak izlenememektedir.....	69
Grafik 17. FL Bond II – Dentin arayüzünde adezive çok yakın bölgede dentin dokusuna F elementi geçişi izlenememektedir.....	71
Grafik 18. FL Bond II – Dentin arayüzünde adeziv içerisindeki partikülde F element olarak izlenebilmektedir (17.55%wt).....	72



RESİMLER

Resim 1. Aerator ve mikromotor ile hazırlanan kavite.....	32
Resim 2. Clearfil SE Bond adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.....	33
Resim 3. AdheSE One F adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.....	34
Resim 4. FL Bond II adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.	35
Resim 5. Termosiklus cihazı.....	36
Resim 6. İzomet ile dişlerin mesiyo-distal ve vestibülo-lingual/palatal yönde kesilmesi.....	37
Resim 7. Kumpas.....	37
Resim 8. Elde edilen çubukların universal test cihazına bağlanması.....	38
Resim 9. Çalışmada kullanılan bitirme frezleri.....	39
Resim 10. Koyu renk tırnak cilası uygulaması sonrası olan görüntü.....	40
Resim 11. Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı.....	41
Resim 12. Dişlerin mesiyo-distal yönde kesilmesi.....	41
Resim 13. Çalışmada kullanılan Leica Stereomikroskop.....	42
Resim 14. Çalışmada kullanılan etüv.....	44
Resim 15. Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı.....	44
Resim 16. Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu.....	45
Resim 17. Stereomikroskop altında AdheSE One F ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	50

Resim 18. Stereomikroskop altında AdheSE One F ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı' ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50).....	50
Resim 19. Stereomikroskop altında Clearfil SE Bond ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50).....	51
Resim 20. Stereomikroskop altında Clearfil SE Bond ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	51
Resim 21. Stereomikroskop altında FL-Bond II ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	52
Resim 22. Stereomikroskop altında FL-Bond II ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50).....	52
Resim 23. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.....	57
Resim 24. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.....	58
Resim 25. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.....	59
Resim 26. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.....	60
Resim 27. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2500). A: Adeziv, D: Dentin.....	61
Resim 28. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2500). A: Adeziv, D: Dentin.. ..	62
Resim 29. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü	

(X3500). A: Adeziv, D: Dentin.....	63
Resim 30. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X3500). A: Adeziv, D: Dentin.....	64
Resim 31. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X5000). A: Adeziv, D: Dentin.....	65
Resim 32. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X700). A: Adeziv, D: Dentin, K: Kompozit.....	66
Resim 33. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X700). A: Adeziv, D: Dentin, K: Kompozit.....	67
Resim 34. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X2700). A: Adeziv, D: Dentin.....	68
Resim 35. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X2700). A: Adeziv, D: Dentin.....	69
Resim 36. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü.	
Dentin – FL Bond II arayüzünde F haritalandırılması (mapping).	
A: Adeziv, D: Dentin.....	70
Resim 36(A). Adeziv – Dentin arayüzü (X2000).....	70
Resim 36(B). F haritalandırılmasında, F dağılımı görünümü.	
F taşıyan bölgeler yoğun kırmızı renkte izlenmektedir.....	70
Resim 37. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X5000). A: Adeziv, D: Dentin.....	71
Resim 38. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü	
(X5000). A: Adeziv, D: Dentin, İP: İnorganik partikül.....	72

TABLolar

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.....	31
Tablo 2. Grupların mikrotensil bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi..	47
Tablo 3. Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı skorları.....	49
Tablo 4. Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorları....	49
Tablo 5. Grupların mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi.....	53
Tablo 6. Gruplarda farklı yüzeylerin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi.....	55

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Adeziv dişhekimliği, diş dokuları ile etkin bağ kurabilen malzemelerin geliştirilmesine dayanmaktadır. Bu bağlamda, son yıllarda adeziv sistemlere yönelik araştırmalar artmıştır. Adeziv dişhekimliğindeki gelişmeler, dişlerde oluşan fonksiyon, fonasyon ve fonetik kaybı yeniden kazandırırken estetik beklentilere de cevap vermektedir.

Konservatif yaklaşımla açılan kavitelere, mekanik retansiyona ihtiyaç duyulmadan adeziv sistemler ile direkt veya indirekt restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu şekilde uygulanan tedaviler ile çürüğe, erozyona veya kırığa bağlı diş sert doku kayıplarının tedavilerinde sağlam diş dokusu korunarak hastaların estetik beklentileri de karşılanabilmektedir.

Adeziv sistemlerle uygulanan restorasyonların klinik başarısı büyük ölçüde materyallerdeki gelişmeler, klinik teknik ve becerilerin geliştirilmesi ve adezyon teknolojisindeki ilerlemeler ile ilişkilidir. Restorasyonlar ve diş dokuları arasında güçlü bir bağlantı oluşturabilmek için materyal özelliklerinin yanı sıra klinik tekniklerin de iyi anlaşılması gereklidir.

Adeziv sistemler; uygulama yöntemlerine göre total-etch sistemler, self-etch adezivler ve cam iyonomer adezivler olarak sınıflandırılabilirler. Bu sınıflandırma ile diş hekimleri ve araştırmacılara adeziv sistemlerin özellikleri ve bağlanma mekanizmaları ile ilgili temel bilgi verilmektedir (1). Adeziv sistem teknolojisindeki gelişmeler ne kadar ilerlemiş olsa da, restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntı ve kenar aralığı oluşumu hala sorun olabilmektedir (2, 3). Florür içeren dental adeziv sistemler; mine çatlakları veya diş -

restorasyon arayüzünde meydana gelen mikrosızıntı sonucu oluşan sekonder çürük oluşumunu önlemek için önerilmiştir (4, 5).

Kavite ve restoratif materyal arasındaki kenar uyumu, restorasyonların klinik ömürlerinde büyük öneme sahiptir (6). Restorasyonun kenar uyumu; restoratif materyaldeki boyutsal değişikliğe, polimerizasyon büzülmesine, termal veya higroskopik genişlemeye, kavitenin c-faktörüne, adeziv materyalin yapısına ve adeziv materyelin örtücülük kapasitesine bağlıdır (7, 8). Restoratif materyal ve diş arasında boşluk/mikroboşlukların oluşması, mikrosızıntıya neden olabilmektedir. Mikrosızıntı oluşumu sonucunda, duyarlılık, pulpa hasarı ve tekrarlayan sekonder çürükler gibi postoperatif problemler meydana gelebilir (6).

Restorasyonlarda kullanılan materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesinde *in-vitro* test yöntemleri kullanılmaktadır. Son yıllarda yapılan araştırmalar ile geleneksel çekme ve kesme bağlanma dayanımı testlerinin bazı yetersizliklerinin üstesinden gelmek için mikrotensil bağlanma dayanımı tekniğine yönelinmiştir (9, 10). Mikrotensil bağlanma dayanımı tekniği, diş dokusu ve test edilen materyal arasındaki küçük bir alana çekme kuvveti uygulanmasıdır. Yük kuvveti çok küçük bir alana uygulandığı için, stres dağılımının eşit olması beklenmektedir. Bu şekilde uygulanan testler ile materyal ve diş dokusu arasındaki bağlanma dayanımının gerçeği yansıtacağı düşünülmektedir (9, 10, 11).

Termosiklus, restorasyon ve diş ağız içi ile uyumlu olarak ısı değişikliklerine maruz bırakan *in-vitro* bir yöntemdir. Ağız boşluğuna aşırı sıcak ve soğuk yiyecek-içeceklerin girmesini taklit ederek ısıl genişlemenin doğrusal katsayısı ile diş ve restoratif materyal arasındaki ilişkiyi gösterir. Termosiklus, rezin ile diş arasındaki bağlanmaya stres uygulayarak ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımını etkileyebilir (12).

Enerji dağılımı spektrometresi (EDS), SEM ile birlikte kullanılan kimyasal mikroanaliz tekniğidir. EDS analizi ile test edilen örnek üzerinde 'Berilyum – Uranyum' arasındaki tüm elementler analiz edilebilmektedir. EDS, taramalı elektron mikroskop (SEM) ile beraber kullanıldığında *in-vitro* kantitatif kimyasal element analizi yapmaktadır.

Bu *in-vitro* çalışmanın amacı geleneksel yöntem ile hazırlanan 5. sınıf kaviteleerde iki farklı yapıda florür içeren ve içermeyen adeziv sistemlerin dentine mikrotensil bağlanma dayanımlarının ve mikrosızıntı özelliklerinin karşılaştırılması ve kavite-restorasyon arayüzünün SEM kullanılarak Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Minenin Yapısı ve Bağlanma

Mine dokusu insan vücudunun en sert ve en mineralize dokusudur. Ağırlık olarak %96 inorganik, %1 organik yapı ve %3 sudan, hacim bakımından ise %86 inorganik, %12 su ve %2 organik materyalden oluşur. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden; organik yapı ise çözünebilir ve çözünemez proteinler ile bir miktar karbonhidrat ve lipitten meydana gelir (13, 14). Minenin yapı elemanları, yan yana sıralanan 4-6 µm çapında mine prizmalarından oluşur. Bu prizmalar mine-dentin sınırından periferine doğru uzanırlar. İnorganik yapının fazla olması nedeni ile minenin yüzey enerjisi yüksektir. Su içeriğinin azlığı ise bağlanmayı kolaylaştırır (15 ,16).

Buonocore 1955 yılında 30 saniye %85'lik ortofosforik asit ile asitlenen mine dokusuna akrilik rezinin bağlanabildiğini göstermiştir (17). Mine yüzeyine asit uygulanması ile mine yapısında mikroporöziteler oluşturulmakta ve bu porözitelere nüfuz eden rezin sayesinde mikromekanik bağlantı gerçekleşmektedir. Kullanılan asidin tipi, uygulama süresi, asidin formu (jel-solüsyon), yıkama süresi, konsantrasyonu, minenin kimyasal yapısı, dişin süt ya da daimi oluşu, mineralize mine olup olmaması mine yüzeyine uygulanan asidin etkilerini değiştirir. Mine dokusuna bağlanma; polimerlerin asitlenmiş yüzeye mikromekanik tutunması veya hidroksiapatite kimyasal bağlanması ile gerçekleşir. Mine yüzeyine asit uygulaması ile mm²'de ortalama 30000-40000 adet bulunan mine prizmaları pürüzlendirilerek hem yüzey enerjisinin, hem de yüzey alanının artırılması sağlanır. Mine dokusunun demineralizasyonu için ağırlık olarak %35 konsantrasyona sahip genel olarak pH'sı 1'den küçük fosforik asit kullanılmaktadır. Bu uygulama altın standart olarak kabul edilmektedir (18).

2.2.Dentinin Yapısı

Dentin ektomezanşim kökenlidir ve kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşur. Ağırlıkça %12 su, %18 organik materyal ve %70 inorganik materyal içerir. Hacimce %25'ini organik materyal, %25'ini su, %50'sini inorganik materyal meydana getirir (15, 19). Dışın hacimsel olarak en büyük bölümünü oluşturan dentin dokusu, yaşam boyu pulpa odasının duvarlarına dizilmiş odontoblastların aktiviteleri ile oluşturulur. Mineralizasyonu mineden daha az olduğu için daha opak görünür (20, 21). Mine dokusuna oranla dentin dokusunun inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olması nedenleri ile mineye göre dentin daha elastik bir yapıya sahiptir (22). Dentinin organik yapısının %90'ı kollajenden oluşur, bu kollajen yapının büyük kısmı Tip I kollajendir. Ayrıca, dentinin organik yapısında non-kollajen proteinler, mukopolisakkaritler ve lipitler de düşük miktarda bulunmaktadır (20).

Mine ve dentin arasındaki en büyük fark; dentinin canlı ve dinamik bir doku olmasıdır. Dentinin mikro-yapısı, organik yapı ve inorganik matriksten oluşur. Hidroksiapatit kristalleri ve karbonat, sülfat, fosfat ve eser miktarda F, Cu, Zn, Fe vb. inorganik yapıyı meydana getirir. Organik yapısı ise başlıca kollajendir. Kollajen fibriller 40nm aralıklarla bant şeklinde organize olurlar (23, 24).

Dentinin kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olması sebebi ile mineye kıyasla bağlanma reaksiyonları daha karmaşıktır (25). Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Derin dentinde kanal sayısı mm^2 'de 45.000 iken, yüzeysel dentinde ise 25.000'dir. Derin dentinde yüzeysel dentinden daha geniş kanallar vardır. Bu sebepten derin dentin yüzeysel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Önceleri dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada büyük engel iken, günümüzde nemli yüzeye bağlanabilen

wet-bonding sistemleri geliştirilmiştir. Ancak bunlarda dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerekliliğinin bilinmesi önemli bir problemdir. Ortalama mineral içeriği dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin kanallararası dentinin miktarı, dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeysel dentinden, derin dentine doğru azalır (26). Kanallar içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla perifere doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durumda dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelir (27, 28).

2.2.1.Dentin Kanalları

Odontoblast hücreleri mine dentin sınırından pulpa yönüne doğru organik matriksi salgılayarak çekilirler ve mineralize olan matriks içerisinde odontoblast hücrelerinin protoplazmik uzantıları kalır. Bunun sonucunda dentin kanallı bir yapı görünümünü kazanır. Dentin kanallarının çapı, mine dentin sınırında 0,6-0,8 µm iken; dentinin, orta bölgesinde 1,2 µm'ye ve pulpa yakınında ise 2,5 µm'ye ulaşır (21). Dentin kanalları içinde, protoplazmik uzantıların çevresinde dentin lenfi olarak adlandırılan sıvı vardır. Dentin geçirgenliği; kanalların çapı ve uzunluğu, dentin sıvısının yoğunluğu ve içindeki bileşenlerin molekül boyutu, basınç değişimi, difüzyon yüzey alanı, kanalların genişliği ve pulpa dolaşımı tarafından uzaklaştırılan maddenin miktarı gibi değişik faktörlere bağlıdır. Dentin kalınlığının azalmasına neden olan işlemler, dentin geçirgenliğini artırır (29, 30). Dentin geçirgenliği dentin kanallarının çapı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Bunun yanında dentin geçirgenliği, mm²'deki dentin kanal sayısına bağlı olarak dentinin değişik bölgelerinde farklılık göstermektedir (31, 32, 33).

2.2.2. Peritübüler (intratubular) Dentin

Dentin kanallarını çevreleyen hipermineralize dentine peritübüler veya intratübüler dentin denir. Kanallararası dentine göre kollajen miktarı daha az, mineral içeriği daha fazla bir yapıya sahiptir. Kanallararası dentine göre 5 kat daha sert bir yapıya sahiptir (34). Dentin kanallarının yoğunluğu pulpaya doğru artar, bundan dolayı peritübüler dentinin kapladığı alan predentin bölgesinde dentin alanının %60'nı, mine dentin sınırında ise %3'ünü oluşturmaktadır (23).

2.2.3. İntertübüler Dentin

Kanallar arasında kalan dentin, intertübüler dentin olarak isimlendirilir. Odontoblastların ilk salgıladıkları dentindir ve içinde hidroksiapatit kristalleri ile fosfoprotein, proteoglikan, γ -karboksiglutamat içeren proteinler, glikoproteinler ve bazı plazma proteinleri mevcuttur (21). Ayrıca bu dentin bölümü tip I kollajen ağını içerir. İntertübüler dentin, predentin bölgesinde dentin alanının %12'sini, mine dentin sınırında ise %96'sını kaplar. Peritübüler ve intertübüler dentin dağılımı nedeniyle dentinde birim hacme düşen kollajen miktarı mine dentin sınırından pulpaya doğru azalmaktadır (35).

2.2.4. Smear Tabakası

Kavite preparasyonu sırasında döner aletler ve el aletleri ile uzaklaştırılan debrisin dentin yüzeyinde birikmesi ile oluşan tabaka smear tabakası olarak adlandırılmaktadır. Bu tabaka, kalınlığı 0,5 μm .'den 15 μm .'ye kadar değişen hidroksiapatit kristalleri, denatüre kollajen artıkları, kan, mikroorganizmalar ve tükürükten oluşan organik bir yapıdır. Smear tabakası, preparasyon sırasında açığa çıkmış dentin kanallarını kapatarak, adezivlerin

dentin yüzeyi ile direkt ilişkisini engelleyen fiziksel bir bariyer gibi davranır (36, 37).

2.3.Dentin Dokusuna Bağlanma

2.3.1.Hibrit Tabakası

Asit uygulanmış, demineralize olmuş dentindeki smear tabakası arasından geçen primer, eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollajenler çevresinde ağ biçiminde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşturur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya “hibrit tabaka”, oluşum sürecine de “hibridizasyon” adı verilmiştir (38).

Nakabayashi tarafından tanımlanan hibridizasyon teorisi, dentine bağlanmanın temelini oluşturmaktadır. Uygulanan primer veya asit yüzeyel dentinin demineralizasyonunu takiben kollajen ağın açığa çıkmasını ve fibrillerin arasında mikro boşlukların oluşması sağlar. Hibrit tabakası adeziv sistemlerin esas bağlanma mekanizmasını oluşturur. Kaliteli bir hibrit yapının dolayısıyla ideal adezyonun oluşması için kavite hazırlanması sırasında oluşan ve dentin yüzeyini kaplayan smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması veya modifiye olması gerekir. Total-etch sistemlerde smear tabakası fosforik asit uygulaması ve asidin yıkama işlemi ile tamamen uzaklaştırılırken, self-etch sistemlerde smear tabakasının modifikasyonu asidik primerin şiddetine bağlıdır (39, 40, 41).

Self-etch adezivlerin uygulanması sonrası oluşan hibrit tabakanın morfolojik özellikleri self-etch çözeltinin asitlilik düzeyine göre farklılık göstermektedir. Zayıf asidik yapıda self-etch adezivlerin oluşturdukları hibrit

tabaka total-etch adezivlerin oluşturduklarına kıyasla daha yüzeyel ve submikron düzeyde olup, kuvvetli self-etch adezivlerin oluşturdukları hibrit tabaka daha kalındır (39, 41, 42).

Primer, çift fonksiyonlu bir moleküldür. Bu molekülün bir ucunda hidrofobik grup diğer ucunda ise hidrofilik grup bulunur. Hidrofilik olan ucu (polimerize olabilen grup), dentin ile reaksiyona girerken hidrofobik olan diğer ucu (adeziv grup), bonding adı verilen rezin monomerlere bağlanır. Böylece primer, kollajen ağının içine girerek yüzey gerilimini yükseltirken aynı zamanda dentinin ıslanabilirliğini arttırmaktadır. Primerin işlevi, demineralize dentinin porözitesini korumak ve nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirmektedir (43). Primer içerisinde adeziv ve polimerize olabilen grupları, spacer (aralayıcı) adı verilen moleküller ayırır. Genellikle alkali zincirinden oluşan spacer moleküller amid, ester ve aromatik gibi diğer grupları da içerirler. Polariteleri (iyonlaşma dereceleri), monomerlerin suda veya diğer solventlerde çözünmelerini etkiler. Bu moleküller belirgin bir fonksiyon göstermemesine rağmen monomerlerin özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (44).

2.4. Adeziv Sistemler

Günümüz dişhekimliğinde; dentin bonding ajanları kompozitlerin diş sert dokularına tutuculuğunu arttırmak ve tekrarlayan çürükler ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkabilecek mikrosızıntıyı önlemek amacıyla uygulanırlar. Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki adezyonun temel prensibi, hibridizasyondur. Hibridizasyon rezin monomerlerin kısmen demineralize olmuş dentine infiltrasyonu ile gerçekteşir (45). Bu olay iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada, diş sert dokusundaki kalsiyum-fosfatın uzaklaştırılması sonucu mine ve dentinde mikroporözite oluşması, ikinci aşama ise adeziv rezinin oluşan mikropözitelerin arasına girerek polimerize olması ve bunun sonucunda mikromekanik adezyonun sağlanmasıdır.

Mikromekanik bağlanmanın yanı sıra, adezivlerin içerisindeki fonksiyonel monomerlerin diş sert dokularıyla oluşturduğu kimyasal bağlanma da klinik önem taşımaktadır (39).

Son yıllarda adeziv sistemler, içeriklerindeki modifikasyonlar baz alınarak farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır. Van Meerbeek ve ark.'larının (2003) adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanmasına ve kullanılan adeziv sistemlerin basamakları göz önüne alınarak yaptıkları sınıflandırma günümüzde en çok kullanılanlar arasındadır (39).

- 1- Total – Etch adeziv sistemler: üç basamaklı veya iki basamaklı olanlar
- 2- Self- Etch : iki basamaklı veya tek basamak olanlar
- 3- Cam iyonomer bazlı sistemler

2.4.1. Total-etch Adeziv Sistemler

Total - Etch adeziv sistemler; uygulama şekline göre üç basamaklı veya iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır. Üç basamaklı total - etch adeziv sistemlerde, ilk olarak asit-etchingi takiben primer ve bonding ajanının ayrı ayrı uygulanmasıdır. Bu sistemlerde ilk aşama, adezivlerin mekanik bağlanmasını sağlayan asit-etching ve yıkama işlemidir. Basitleştirilmiş iki basamaklı adeziv sistemler; asit-etchingi takiben primer ve bonding basamaklarını aynı şişede birleştiren sistemlerdir (2, 39, 46). Üç basamaklı total – etch sistemleri diş dokusuna %37'lik fosforik asit-etchingi takiben dentin yüzeyinin primer ile hazırlanmasının sonrasında adeziv rezinin uygulanmasını kapsayan üç basamaklı işleme sahiptirler. Her ne kadar üç aşamalı sistemler altın standard olarak değerlendirilse de, bu sistemlerin uygulama kolaylığını sağlamak için zaman içerisinde ve günümüzde sıklıkla kullanılan adeziv ve primerin aynı çözelti içinde toplandığı tek şişeli sistemler geliştirilmiştir (47, 48). Asit uygulaması; kenar renklemelerini, sekonder çürük oluşumunu ve postoperatif

duyarlılığın oluşabilme ihtimalini düşürdüğü ve kompozit rezinlerin ağız ortamında ömürlerini arttırdığı için kullanımı yaygındır (49).

Asitin uygulanan dokuya etkisi; diş dokusuna (sağlam-sklerotik), derinliğine, kanal oryantasyonuna bağlıdır (50). Total-etch sistemlerde uygulanan asit, smear tabakasını ortadan kaldırarak dentinde 3-5 µm derinliğinde dekalsifikasyon yapar. Üç basamaklı total-etch sistemlerde, iki basamaklı self-etch sistemlere göre dentin kanalları daha fazla açılır ve bonding uygulaması sonrasında rezin taglar daha uzundur.

2.4.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Total-etch sistemlerde karşılaşılan problemler sonucu self-etch adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde ayrı bir basamak olarak asitleme işlemi yapılmaz. Self-etch adeziv sistemleri, asit ve primer uygulamasının aynı basamakta yapıldığı sistemlerdir. Asit uygulaması sonrasında probleme yol açabilecek ortamın nemli veya kuru bırakılması gibi problemlerin olmadığı bu sistemler, teknik duyarlılığı düşük sistemlerdir. Bu sistemlerde, demineralizasyon derinliği kadar monomer penetrasyonu olduğu için demineralize olmuş kollajen fibrillerin açıkta kalma olasılığı azalır buna bağlı olarak nanosızıntı azaltılmış olur (51, 46, 2). Bu sistemler içerdikleri asitlerin kuvvetine göre kendi içerilerinde sınıflandırılmışlardır.

Self-etching adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmaz, yalnızca çözerler; smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler (52, 47). Self-etch adeziv sistemler uygulama şekillerine göre iki basamaklı self-etch adeziv sistem ve tek basamaklı (all-in-one) self-etch adeziv sistem olarak ikiye ayrılır. İki basamaklı self-etch adeziv sistemlerde birinci basamağı asidik monomer içeren primer çözeltisinin dentine uygulanması, ikinci basamağı mine ve dentine aynı anda adeziv bonding ajanının uygulanması oluşturur. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerde ise asit-primer ve adeziv aynı şişede

birlikte bulunmakta ve hem mine hem dentine aynı anda uygulanmaktadır. Self-etch adezivler pH derecelerine göre zayıf, orta ve kuvvetli olarak sınıflandırılabilirler. Zayıf self-etch adeziv sistemler ($pH \approx 2$) dentine infiltre olduklarında diğer sistemlere oranla daha az kalınlıkta bir hibrit tabaka oluştururlar. Zayıf self-etch adeziv sistemler dentini yüzeysel demineralize ederken kollajen lifler etrafında hidroksiapatit kristalleri tamamen çözünmemiş bir halde bulunur. Bu sayede iyonik bir bağlanma da sağlanabilir. Ayrıca smear tıkaçları dentin kanallarından tamamen uzaklaştırılmaz. Zayıf self-etch adeziv sistemlerle yüzeysel bir hibrit tabaka oluşumu sağlanır. Zayıf self-etch adeziv sistemlerde rezin tagların istenilen derinlikte olmaması ve ince bir hibrit tabaka oluşması nedeni ile mikromekanik retansiyonun yetersiz olduğu düşünülmektedir. Kuvvetli self-etch adeziv sistemler ($pH \leq 1$) ise dentine daha derin infiltre olmaktadır. Kuvvetli self-etch adeziv sistemler dentin yüzeyinde total-etch sistemlerin gösterdiği etkiye benzer etki gösterirler. Hidroksiapatitlerin uzaklaştırılması ve kalın bir hibrit tabaka oluşumu gözlenir. Hibrit tabaka 2-3 μm kalınlığa ulaşabilmektedir. Bu kuvvetli self-etch sistemler su ile yıkanmadıkları halde diş dokusunda oluşturdukları ince morfolojik yapıları "total-etch" sistemdekilere benzemektedir (53). Orta kuvvetli self-etch adeziv sistemler zayıf ve kuvvetli self-etch bağlayıcılar arasında olan özellikler gösterirler. Hibrit tabaka kalınlığı kuvvetli olanlara göre daha azdır, fakat zayıf olanlara göre mine ve dentin dokusu ile daha iyi mikromekanik bağlanma meydana getirir (1, 54).

Son jenerasyon adeziv bonding sistemlerden tek basamaklı self-etch adeziv sistemler (*all-in-one*) hidrofilik ve hidrofobik komponentleri aynı şişede içeren sistemlerdir. Genel olarak başlangıç bağlanma dayanım değerlerinin diğer sistemlere nazaran daha düşük olduğu bildirilmiştir (55, 56). Yaşlandırma işlemine tabi tutulan tek basamaklı self-etch adeziv sistem uygulanan örneklerde uzun dönem adeziv sistem etkinliğinin daha düşük olduğu belirtilmiştir. Nanosızıntı çalışmalarında bağlanma arayüzünde yüksek sızıntı değerleri elde edilmesinin nedeninin içerdikleri yüksek konsantrasyondaki su ve çözücülere (aseton ve etanol) bağlı olduğu bildirilmiştir (57, 58). Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler içerdikleri yüksek konsantrasyonda asidik rezin

monomer sebebiyle 'geçirgen zar' gibi hareket ederek dentinden kompozit-adeziv arayüzüne su hareketine izin verir (51). Düşük başlangıç bağlanma dayanım değerleri ve hidrolize bağlı bozunma; üreticileri, komponentlerin aynı şişede olması üzerine tekrar düşündürmüştür.

2.4.3. Cam iyonomer Bazlı Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler herhangi bir yüzey işlemi olmaksızın diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyallerdir. Bunun doğru olmasına rağmen polialkenoik asit kondisyonerlerin diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede artırmıştır (39). Adezyon mekanizmasının mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünülmektedir. Polialkenoik asit kondisyonerler, smear tabakasını kaldırarak 0.5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarırlar. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye diffüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibriller arasında kalan hidroksi apatitlerin kalsiyumları ile bağlanmaları sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (59).

2.4.4. Florür İçeren Adeziv Sistemler

Sekonder ve tekrarlayan çürükler restorasyonların başarısızlığına veya tekrarlanmasına sebep olan ana nedenlerdir. Bu durumların önlenmesi için florür içeren restoratif materyaller geliştirilmiştir (60). Florür içeren dental adeziv sistemler, diş-restorasyon arayüzünde mine çatlakları veya mikrosızıntıdan kaynaklanan sekonder çürük oluşumunu önlemek için önerilmişlerdir (4, 5). Araştırmacılar, florür serbestleyen restoratif materyallerin karyostatik ve antibakteriyel etkilerinin olduğunu göstermişlerdir (61, 62). Dentin dokusuna penetre olan florür iyonlarının dentininin mineralizasyonunu arttırdığı belirtilmiştir (63, 64). Florürler, çürük oluşumu önlenmesinde, florür varlığında hidroksiapatitlerin florapatite dönüştürülmesi ve sonuç olarak diş dokularının güçlendirilmesinde rol oynarlar (65). Florürün, asit ataklarına karşı mine ve

dentin dokusunun direncini arttırmasının yanısıra dental plaktaki karbonhidrat metabolizmasını engelleyerek çürük önleyici aktivite sergilediği gösterilmiştir. Diş dokularında florürün remineralizasyonu arttırdığı veya demineralizasyonu önlediği yaygın olarak kabul edilmiştir (66, 67). Florür içeren dental adezivler ile yapılan çalışmalarda, kenar aralıklarından florür serbestlenebildiği ve böylece komşu dişteki demineralize mine ve dentin dokusuna yararlı etkisinin olabileceği bildirilmiştir (5, 68). Florür salınımı biyolojik olarak karyostatik etkilerinden dolayı önemlidir (69, 70). Florürler, bakterilerin metabolizma ürünleri yoluyla glukoziltransferaz ile üretilen gluklan enzimini azaltırlar (70). Bilindiği gibi komşu diş dokusunda F⁻ ile OH⁻ iyonları değişimi ile hidroksiapatit (HAp) floroapatite (FAp) dönüşür böylelikle dentin güçlendirilir (71). Bu şekilde, florürler diş çürüklerinin oluşumunun önlenmesinde yardımcı olur (72,73).

Itthaguran ve ark.'ları (2001), florür serbestleyen restoratif materyallerden salınan florür ve yapay çürüklerin önlenmesindeki yararlar, dentin adezivlerinin geçirgenliği ve hibrit tabakasının su ve iyon hareketinin dolaylı (indirekt) göstergesi olduğunu belirtmişlerdir (74). Carvalho ve ark.'ları (2005), bazı self-etch adeziv sistemleri ile oluşturulan hibrit tabakalarının altında kısmen demineralize, tam olarak rezin ile dolmamış dentin bölgelerinin varlığını göstermiştir (48). Araştırmacılar asidik monomerlerin dentini aşındırma potansiyellerini kaybederek çözünmüş kalsiyum ve fosfat iyonları ürünlerini içeren boşlukların oluşabileceğini iddia etmişlerdir. Bundan dolayı, florür içeren adezivlerin kullanılması ile, bu boşluklara florür iyonlarının penetre olması ve ilerleyen zamanda diş sert dokularında oluşabilecek demineralizasyonu önleyebilirler.

Ferracane ve ark.'ları (1998), dentindeki mikroboşluklara florür içeren adeziv sistemlerden serbestlenen florürün penetre olabileceği ve sekonder çürüklerden ve dentini demineralizasyondan bir derece koruyabileceğini öne sürmüşlerdir (68). Florür içeren adeziv sistemler kavite duvarlarına direkt temas ettiklerinden dolayı serbestlenen florür iyonları kolayca dentin dokusuna diffüze olabilirler. Dentine penetre olan florür iyonları, mineralizasyonu arttırıp

demineralizasyonu azaltırlar. Böylece, florür iyonlarının dentin dokusuna penetre olmasıyla, florür teması olmayan dentin dokusuna göre sekonder çürüklere karşı daha dirençli bir dentin dokusu meydana getirilebilir (75). Florür uygulamalarının kavite duvarlarını çevreleyen dentinde remineralizasyona neden olduğu ve sekonder çürük oluşumunu önlediği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (76, 77, 78). Sonuç olarak florür içeren dentin bonding sistemleri, diş dokularına etkin bağlanmayı, mikrosızıntıda azalmayı, florür serbestlenmesine bağlı olarak tekrarlayan çürüklerin önlenmesini sağlar (68). Buna ek olarak, dentin bonding sistemleri içerisindeki florürün serbestlenmesi ile materyale doğal antimikrobiyal özellik kazandırılması bir avantajdır (79). Bu sebepten dolayı, dental materyallerin içerisine eklenebilecek antibakteriyel monomerler üretilmiştir (79, 80).

Adezivler ve restoratif materyallere florür dahil edilmesi, malzemenin doldurucu ya da matriks bileşeni ile elde edilebilir (81, 82). Sonuç olarak, iyon serbestleyen cam doldurucular rezin-modifiye cam iyonomerler, kompomerler ve florür serbestleyen kompozitler gibi rezin bazlı restoratif materyallerde farklı derecelerde florür salınımı ve yeniden yükleme (recharge) izlenmektedir (62, 82).

Geleneksel yöntemlerden farklı olarak (83, 84), Roberts ve ark.'ları (85) cam iyonomer simanların florür serbestleme özelliğinin asit-baz reaksiyon fazından meydana geldiğini belirtmişler ve PRG doldurucu teknolojisini geliştirmişlerdir. Yüzeysel pre-reaktif cam doldurucuları su varlığında, florealuminosilikat cam (FASG) ve polialkenoik asit (PAA) arasındaki asit-baz reaksiyonu sonucu oluşur (85, 86).

Giomer olarak adlandırılan bu yeni malzeme, bir rezin matriksi içine yüzeysel pre-reaktif cam doldurucu (S-PRG) eklenmesine dayanmaktadır. Üretici firmaya göre, kompozit ve cam iyonomer avantajlarını birleştiren bir restoratif materyaldir. Cam iyonomer simanların karakteristik özelliğinden olan

jel haline geçme fazı giomerlerde görülmez. PRG (pre-reaktif cam) partiküllerinde cam iyonmer fazı mevcut bulunmaktadır (87). Cam iyonmer fazı, cam iyonmer simanlarda florür serbestlenme mekanizmasından sorumludur. Giomerlerin uzun dönem florür serbestlemesi hala soru işaretleri içerir.

Yakın zamanda yapılan bir *in-vitro* alışmada giomerlerin cam iyonmerlere benzer demineralizasyonu önleyici özellikleri olduğu belirtilmiştir (88). Kompomerlerden farklı olarak, polialkenoik asit ile floroalminosilikat cam partiküllerinin reaksiyonu silikalı üretan rezine eklenmeden tamamlanır (89).

PRG teknolojisi, iki farklı PRG doldurucu tipi geliştirmiştir. Bunlardan biri; F-PRG (fully pre-reaktif cam doldurucu) diğeri ise, S-PRG (yüzeysel pre-reaktif cam) doldurucudur. Her iki doldurucu türü teknolojisi self-etch adeziv sistem ve rezin kompozit materyallerine eklenmiştir (4, 90, 91). Bu adeziv sistemlerde mekanik bağlanmanın yanı sıra kimyasal bağlanma asitlerin karboksil grubu ile kollajen fibrillerde kalan hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile iyonik etkileşimi sonucu oluşur (92).

FL-Bond II, S-PRG doldurucu içeren florür serbestleyen iki basamaklı self-etch adeziv sistemidir. Doldurucu partiküller önceden PRG teknolojisi ile yapılmıştır. Bu teknoloji ile, cam iyonmer fazı (cam içeren), asit-reaktif florür ve su varlığında, poliasit reaksiyonu yoluyla cam parçacıkları üzerinde oluşturulur ve elde edilen rn 'Giomer' olarak sınıflandırılır (4, 86). PRG doldurucuları florür iyonlarını serbestleyebilir ve tekrar yükleme yapabilir (86, 93). FL-Bond II içerisindeki S-PRG doldurucuları x-ray opaklığına sahiptir böylece bonding tabakası sekonder rklerin tespitini kolaylaştırır (90). S-PRG doldurucu partikülleri biyolojik etkilere sahiptir. Nishido ve Yamamoto (2008), S-PRG doldurucularının florür serbestleme özelliği ile deneysel S-PRG doldurucu içeren kompozit rezinlerin yüzeyinde plak birikiminin önlenmesi ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir (94).

FL-Bond II, florürlü cam bölümünde stabil cam iyonomer hidrojel içeren (PRG) pre-reaktif cam iyonomer partikülleri içerir (87). Bu şekilde oluşan kimyasal bağlantının hidrolitik bozunmaya karşı daha dayanıklı olabileceği bildirilmiştir (2).

PRG doldurucuların kullanılması ile, önceden reaksiyona sokulmuş hidrojel içinde bir ligand değişimi yoluyla hızlı florür serbestler. Geleneksel cam iyonomer simanlar ve rezin-bazlı dental materyallerin içerisindeki florürün kullanılabilirliği ve erişebilirliği arasında fark vardır. Polimerize olmuş rezin matriksinden iyon serbestlenmesi ortamda su varlığında olur. Bu olay, su emilimi miktarı ve polimerize rezin matriksin rezin fazının polimer zincirlerindeki segmental hareketliliğine bağlıdır (85). Günümüze kadar, PRG doldurucu içeren 10 çeşit Giomer ürünleri geliştirilmiştir.

FL-Bond II, farklı şişelerde self-etching primer ve florür serbestleyen ışıkla polimerize olan iki basamaklı self-etching adeziv sistemdir. Son zamanlarda geliştirilen X-ray opak S-PRG doldurucuları FL-Bond II adezivin formülasyona dahil edilmiştir. Bu nedenle, bonding tabakasında görülen radyopaklık, bonding tabakasının altında oluşabilen sekonder çürüklerin tespitinde kolaylık sağlar (90).

Florür serbestleyen self-etching adezivler veya all-in-one adezivlerin dentine bağlanma dayanıklılığını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; self-etching primer ile oluşturulan hibrit tabakasında azaltılan nanosızıntı, adezivin içerisindeki PRG doldurucularından florür serbestlenmesi ile dentin dokusu güçlendirilmesi, bağlanma arayüzünde bağlanmayı arttırıcı monomerlerden çözünmeyen kalsiyum tuzudur.

2.5. 5. sınıf Kaviteles

Çürüksüz servikal lezyonlar, mine-sement ve diş yüzeyinde bulunan yapısal kusurlar olarak karakterize edilmektedir (95). Dişlerin servikal bölgesindeki kaviteles, buldukları bölge bakımından mine-dentin-sement gibi üç farklı dokuda bulunabilir, kavitenin bir kısmı minede iken, bir kısmı dişetine komşu olan bölgedeki dentinde olabilmektedir (96). Çürük dışı diş sert doku kaybı etiolojisinde, bireyler için klinik sunum değişebilir ve bu olay fizyolojik veya patolojik prosesler ile ilişkili olabilir (97).

Klinik olarak, bu lezyonlar esas olarak dişlerin bukkal yüzeyleri üzerinde bulunan keskin, köşeli, kama şeklindeki kusurlardır. Tellez ve arkadaşlarına göre, en sık etkilenen dişler üst çene küçük azıdır (98). Kama şeklindeki lezyon oluşumunun en önemli nedeni, oral, fizyolojik ve patolojik yükler altında dişin servikal bölgede maruz kaldığı streslerdir (99). Dişlerin boyun bölümünde oluşan defektler plak birikimine ve hava, su, ısı gibi uyaranlar karşısında duyarlılığa sebep olabilir (100). Servikal bölgede diş sert doku kaybı, estetik problemlere ve meydana gelen dentin duyarlılığı sonucu rahatsızlığa yol açabilir (98, 101).

Tedavi servikal lezyonun bireysel nedenine bağlıdır. Yeterli ağız hijyeni, beslenme önerileri, oklüzal ayarlamalar ve defekt restorasyonu için talimatlar ve öneriler yapılır (102). Çürük içermeyen diş sert doku kayıpları, etyolojik faktörün tipi ve şiddetine göre farklılık gösterse de, mevcut lezyonların her zaman restorasyonlarının yapılması gerekmemektedir (103). Çürük içermeyen diş sert doku kayıplarının restorasyonları; diş güçlendirmeye, stres konsantrasyonunu azaltmaya, lezyonun ilerlemesini yavaşlatmaya, duyarlılığı önlemeye, pulpa dokusunu korumaya, ağız hijyenini iyileştirmeye ve estetiği arttırmaya yöneliktir. Ancak ağrı ilişkili, derin veya çürükten etkilenmiş 5. sınıf defektler dişe

daha fazla zarar vermemesi ve pulpa iltihaplanmasını önlemek için restore edilmelidir (104).

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 kavitelelerin restorasyonları zordur (47).

5.sınıf kavitelelerde karşımıza çıkan en önemli problemler, servikalde dentin kanallarının kompozisyonundan dolayı bağlanmanın azalması, ağızdaki termal değişikliklerden dolayı restoratif maddenin dişle aynı oranda genişip büzülmemesi sonucu diş-restorasyon arası mikro boşlukların oluşması ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkan sorunlardır. 5. Sınıf kavitelelerin adeziv sistemler ile restorasyonunda kenar renklemeleri ve retansiyon kaybı söz konusudur (105, 106). Bu sorunların hala devam etmesi sebebi ile çürük içermeyen servikal lezyonlar adeziv sistemlerin klinik performanslarını değerlendirmekte sıklıkla kullanılmaktadır (107).

Servikal lezyonlarındaki dentin dokusunun kimyasal yapısı, sağlam veya çürükten etkilenmiş dentin dokusundan farklıdır. Kwong ve ark. (2002) *in-vitro* bir araştırmada total-etch ve self-etch sistemlerin her ikisi için de sklerotik dentin yüzeyinde sağlam dentinle karşılaştırıldığında bağlanma değerlerinde %25 düşüş kaydedildiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeni, sklerotik dentinde, dentin tübüllerinin kalsiyum fosfat kristalleri ile tıkanarak rezin infiltrasyonuna engel olması ve aside dirençli hipermineralize bir yüzey tabakasının bulunmasıdır (108).

Adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi için son test yöntemi olarak klinik denemeler kalır. Adezivlerin klinik etkinliğini araştırmak için ise,

çürüksüz 5. sınıf kavite ler aşağıdaki nedenlerden dolayı tercih edilmelidir (109):

1- 5. Sınıf kavite ler makromekanik retansiyon sağlamazlar. Adeziv sistemdeki başarısızlıklar restorasyonların erken kaybı ile sonuçlanır.

2- Çalışmadaki tek objektif parametre restorasyonun mevcut olup olmamasıdır.

3-Farklı kavite tiplerinde (sınıf 1, 2, 3, 4) bağlanma etkinliğinin değerlendirilmesinde daha az objektif değerlendirme kriterlerinden ayrıca kenar bütünlüğü ve renkleşme de değerlendirilir.

4-5.Sınıf kavite lerin kenarları mine ve/veya dentinde sonlanır.

5- Lezyonlar genellikle ön bölgede ve küçük azı dişlerin vestibül yüzeylerinde görülmektedir bu yüzden değerlendirilmeleri kolaydır ve restorasyon prosedürleri rahatlıkla uygulanmaktadır.

6-5.Sınıf kavite lerin hazırlanması ve restorasyon işlemleri minimal ve kolaydır.

7-Lezyonlar birden çok dişte görülebilir. (110, 111, 112).

Servikal bölgede restorasyonların dişeti dokusuna yakınlıkları nedeni ile tükürük ve nem kontrolünün zor olması, çiğneme sırasında yoğun abfraksiyon ve makaslama kuvvetlerine maruz kalmaları, uzun süreçte yüksek klinik başarı elde edilmesini güçleştirmekte ve restoratif materyal seçimi konusunda hekimleri zorlamaktadır (96, 113).

Günümüzde mikrosızıntıyı hiçbir materyalin ve tekniğin tamamen elimine edemediği konusunda fikir birliğine varılmış ve servikal lezyonların dentin- sement birleşim hattında yer alan gingival kenarlarında, minede yer alan oklüzal kenarlarından daha fazla sızıntı sergilediği bildirilmiştir (106, 114).

Çürük içermeyen 5. sınıf lezyonların kullanımına ilişkin başka bir dezavantaj da, yapışma yüzeyleri bileşiminde önemli farklılıklar olmasıdır. Sağlam veya çürükten etkilenen dentin ile karşılaştırıldığında çürüksüz 5.Sınıf lezyonlar, yüksek derece skleroz, ve mineral içeriği sergilemektedir. Bu hipermineralize dentin dokusunda hibrit tabakası oluşumu daha zordur ve bu nedenle bağlanma etkinliğinin daha düşük olduğu belirtilmiştir (115, 116).

2.6.Termosiklus Yöntemi ile Yaşlandırma

Termosiklus yöntemi, ağız içerisinde yemek – içecek ve solunum esnasında ortaya çıkan ısı değişimlerini taklit ederek ısıl yorgunluğun bağlanma dayanımını değerlendirmeye yarayan yaşlandırma yöntemlerinden biridir (117, 118, 119). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5° ve 55 °C suda 500 siklus uygulaması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termosiklus, aşırı sıcak ve soğukun ağız boşluğuna girmesini taklit eder ve diş – restoratif materyal arayüzünde doğrusal termal genleşme katsayısını gösterir (120, 121). Buna bağlı olarak bağlantı arayüzünde çatlak ve/veya boşluk oluşumu gözlemlenebilir (117). Termosiklus işleminden sonra, rezin bonding ile dentin arasında adeziv başarısızlıklar görülebilir. Termosiklus yöntemin bağlanma dayanımı değerlerine etkisi olduğu bildirilmiştir (118).

Termosiklus yöntemiyle yaşlandırma iki şekilde etkilidir;

1-Sıcak su, arayüz bileşenlerinin hidrolizini hızlandırabilir ve su Emilimi, yıkıma uğrayan ürünlerin çıkarılmasına veya rezin oligomerlerin zayıf polimerizasyonuna yol açar.

2-Restoratif malzemelerin diş dokusuna göre daha yüksek termal büzülme/genleşme katsayıları, diş-biyomateryal arayüzünde tekrarlayan kontraksiyon/genleşme streslerini oluşturur.

Bu stresler, bağlanma arayüzünde çatlak oluşumuna sebep olabilir. Aralık

oluşumundan sonra ağız sıvılarının bu aralıktan içe ve dışarı doğru akışı perkolasyona neden olabilir (117).

Termosiklus esnasında su emilimi olması ile; kompozit rezin materyalinin polimerizasyon büzülme streslerini kompanse edebileceği, buna bağlı olarak adeziv başarısızlığa neden olabilecek streslerin azalabileceği belirtilmiştir (122). Resin-kompozit arayüzünde termosiklus işleminin etkisinin hidroliz ile ayırt edilmesinin mümkün olmayabileceği bildirilmiştir (123). Buna ek olarak, termosiklusun bağlanma arayüzünde ısı uygulanmasına bağlı olarak hidrolizin etkisini arttırabileceği belirtilmiştir (2). Böylece, su alımı hızlanmış olur ve yüksek sıcaklıkta bağlantı arayüzünde bozunmaya uğrayan ürünler ayrılabilir (124, 125).

Araştırmacılar farklı termosiklus devirleri, sıcaklık ve bekleme sürelerinde çalışmalar yapmışlardır. Literatür taraması yapıldığında araştırmacıların 100 (126), 500 (127), 1000 (128), 1500 (127), 2000 (129, 130), 2500 (131, 132), 3000 (123, 125), 5000 (12, 133), 10000 (134), 15000 (118), 30000 (125) ve 50000 (135) termosiklus devirlerinde çalışma yaptığı bildirilmiştir. Gale ve Darvell (1999) 10000 siklusun *in-vivo* olarak yaklaşık bir senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (117).

Termosiklus büzülme/genleşme stresleri, hızlandırılmış kimyasal bozunma ile sonuçlanır. Araştırmalarda farklı sıcaklıklarda termosiklusun işleme uygulandığı bildirilmiştir. 4-60 °C (136, 137), 5-55 °C (127, 129, 130, 138, 139), 15-45 °C (140) ve 5-60 °C (125) 'lerde termosiklus uygulanmıştır. Normal şartlar altında dış yüzey ısı 15-45 °C arasında değişmektedir (140). Ernst ve ark. (2004), ağız içinde 5-55 °C arasında ısı değişimi streslerinin gözlemlendiğini belirtmişlerdir (141).

Çalışmalarda örneklerin soğuk ve sıcak suda bekleme sürelerinin genellikle 15 saniye (127), 30 saniye (118, 138) ve 60 saniye (119, 123, 135) olduğu bildirilmiştir. ISO standartlarında örneklerin suda bekleme sürelerinin 20 saniyeden az olmaması gerektiği belirtilmesine rağmen, vital dişlerin uzun süre çok sıcak veya soğuk suya tabi tutulmayacağı da bildirilmiştir (133).

Termosiklus, geçerli bir *in-vitro* hızlandırılmış yaşlandırma yöntemidir. Siklus sayısındaki çeşitlilik, ısı farklılıkları ve sıcak – soğuk suda tutulma sürelerindeki değişiklikler, yapılan araştırmaların karşılaştırılmalarını engellemektedir. Termosiklusun bağlanma dayanım değerlerine etkisinin; siklus sayısına, kullanılan adeziv sisteme, içerdikleri fonksiyonel monomere, kavitenin c-faktörüne, kullanılan materyale, kavite derinliğine, yüzey preparasyonuna, bekleme süresine ve smear tabakasının karakteristiğine bağlı olduğu belirtilmiştir (12, 129, 133, 138).

2.7. Mikrosızıntı

Diş hekimliğinde mikrosızıntı, yapılan restorasyonların prognozu açısından önemlidir. Günümüzde kullanılan materyallerdeki gelişmelere rağmen restoratif diş hekimliğinde diş restorasyon arasında gözlenen mikrosızıntılar izlenebilmektedir (142). Mikrosızıntı; restorasyon ve kavite duvarı arasında çeşitli iyonların, sıvıların ve mikroorganizmaların geçişiyle meydana gelen ve dişlerde postoperatif duyarlılığa, renkleşmelere, ikincil çürüklere ve pulpal patolojilere yol açan bir olgudur (143).

Diş ve restorasyon arayüzeyindeki sızıntının engellenmesi, restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına iyice adapte olabilmeli ve iyi bir bağlanma sağlamalıdır (144). Yetersiz bağlanma sonucunda oluşan kenar

aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya sebep olabilir ve bunun sonucunda kenar renklaşmesi, post-operatif duyarlılık, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkabilmektedir.

Mikrosızıntı araştırma yöntemleri;

Restorasyonların kenar uyumlarının tespiti için, diş-restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek amacıyla pek çok yöntemden yararlanılmaktadır. Bu yöntemlerden başlıcaları;

- 1- Boyar madde penetrasyonu ile yapılan testler
- 2- Radyoizotop uygulamaları ile yapılan testler
- 3- Kimyasal ajanlar kullanılarak yapılan testler
- 4- Bakteriyel çalışmalar ile yapılan testler
- 5- Hava basıncı yöntemi ile yapılan testler
- 6- Nötron aktivasyon analizi ile yapılan testler
- 7- Elektro-kimyasal çalışmalar ile yapılan testler
- 8- Mikroskopik inceleme yöntemleridir (144, 145, 146, 147, 148).

Mikrosızıntının ölçümünde bu testlerin içinde günümüzde en çok tercih edilen testlerden biri boyar madde penetrasyon testleridir. Mikrosızıntının belirlenmesinde organik boyaların kullanılması en eski yöntemlerden olup kolay ve ucuz olduğu için laboratuvar testlerinde sıkça kullanılmaktadır (145,149). Bu teknik; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin kapatılarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenir (150, 151). Kullanılan boyalar, çözelti ya da farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar şeklindedir (152). Boyama tekniklerinde, boyanın partikül

büyükliğünün dentin kanallarının çapından daha geniş olması tercih edilmektedir (1-4 µm).

Sızıntı çalışmalarında dentinin boyanması ile kavite duvarı ve restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir. Araştırmalarda boyaların farklı konsantrasyonları farklı bekletme sürelerinde kullanılmaktadır (152, 153, 154). Çoğunlukla kullanılan boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eozin gibi çeşitli boya solüsyonlarıdır (150, 155, 156). Boyaların hazırlama yöntemi de önemlidir. Örneğin bazik fuksinin özellikle propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun çürük dentine bağlanma özelliğine sahip olduğu ve böyle durumlarda dentinin boyanmasının hatalı yorumlanabileceği bildirilmiştir (157, 158). Ayrıca boyalar her ortamda kalıcı olmayabilir. Örneğin "anilin mavisi" alkali pH'da rengini kaybedebilmektedir (158). Ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanınması bu yöntemi diğer yöntemlerden üstün kılmaktadır. Ancak sızıntı tespitinin belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir (145). Sızıntı araştırmalarında boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (159, 160).

2.8.Bağlanma Dayanımı Testleri

Dental adeziv sistemlerin başarısı; bağlanma dayanımı testleri, restoratif materyal-diş arayüzü incelemesi, arayüzdeki morfolojik karakterizasyonu ve restorasyonun kenar uyumu değerlendirilmesi gibi çeşitli laboratuvar testleri ile test edilmektedir (9, 161). Bağlanma dayanım testleri, bonding sistemlerinin restoratif materyal ve diş sert dokuları (dentin-mine) arasındaki bağlanmanın

değerlendirilmesi için en sık tercih edilen laboratuvar testlerindedir. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı farklı test yöntemleri ile değerlendirilebilir. Bu yöntemler arasında sıklıkla makaslama, çekme, itme, gerilim ve mikrogerilim testleri kullanılmaktadır. Bu testler dışında, boyama yöntemleri ya da hibrit tabakasının elektron mikroskopunda incelenmesi ile adeziv bağlanma niteliksel olarak değerlendirilebilir.

Son yıllarda adeziv sistem teknolojisindeki gelişmeler ile *in-vitro* testlerde yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir (162, 163). Bağlanma dayanım testleri sıklıkla diş-restorasyon arasındaki bağlanmanın tamamlanmasından 24 saat sonra yapılmıştır. Başlangıç bağlanma dayanım değeri yüksek olan restorasyon-diş arayüzüne, mekanik ve kimyasal bozulma yöntemleri uygulanabilir. Ağız ortamında nem, fiziksel stres, çiğneme alışkanlıkları, diyet, ısı ve pH değişimlerinin birlikte etkisiyle restorasyon-diş arayüz bağlantısı bozulmasının hızlandırılabildiği bildirilmiştir (124, 163, 164).

Yeni geliştirilmiş teknik ve materyallerin klinikte uygulanmadan önce laboratuvar testleri ile değerlendirildiği belirtilmiştir. Tercih edilen test yöntemlerde; sonuçlar tekrarlanabilir olmalıdır, test sonuçlarına etki eden parametreler bilinmeli, değerlerdeki değişkenler düşük ve kabul edilebilir düzeyde olmalı, kullanılan test aletlerinin kalibrasyonları kontrol edilmelidir (165).

Yapılan çalışmalarda sığır dişlerinin insan dişlerinin yerine laboratuvar testlerinde kullanılabileceği bildirilmiştir (166). Dişlerin test için hazırlanması esnasında düşük devirli kesim makinasının kalibrasyonu işlem öncesinde yapılmış olmalıdır. Deneyde kullanılan tüm dişlerin gingival-kronal boyutları birbirlerine yakın olmalıdır. Yüzeysel dentinde elde edilen bağlanma dayanım değerleri derin dentinde elde edilen değerlerden daha yüksektir (167). Çürük içermeyen dentin dokusunda elde edilen bağlanma dayanım değerleri, çürük

dentin dokusundakinden daha yüksektir (168). Aşındırılmış dentin dokusunda sağlam dentin dokusuna nazaran daha yüksek bağlanma dayanım değerleri ölçüldüğü belirtilmiştir (169).

Aynı dişin değişik bölgelerinde farklı bağlanma değerleri elde edilebileceği bildirilmiştir (170, 171). Kısa süre (500 devir) uygulanan termosiklusun bağlanma dayanım değerlerini etkilemediği belirtilmiştir (172). Uzun süre uygulanan (10.000) termosiklusun mikrotensil ve makromakaslama testlerine etkisinin yüksek olduğu bildirilmiştir (173). Elde edilen değerler; kompozit materyalin tipine, stres derecesine, örnek boyutu ve geometrisine ve test metoduna bağlıdır (10, 174). Kontrollü test dizaynında klinik açıdan değerli sonuçlar elde edilebilir. Örnek olarak; çalışma dizaynına yaşlandırma faktörü eklenirse adezyonun durabilitesi değerlendirilebilir. Bu bağlamda, bir veya birden çok kontrol grubunun eklenmesinin önemi belirtilmiştir. Yapılan birçok çalışmada tüm örneklerle yaşlandırma metodu uygulanmış ve buna bağlı olarak klinik ile daha ilgili sonuçlar elde edilmiştir (128, 175, 176, 177, 178, 179).

Kullanılan adeziv sisteme ve tercih edilen test yöntemine göre hazırlanan örneklerin suda saklanması (37 °C) ile elde edilen değerler başlangıç bağlanma dayanımı değerlerine nazaran daha düşük çıkmıştır (172, 173). Suyun, dentin/mine – restoratif materyal arayüzünde hidrofilik bozunmaya neden olabileceği bilinmektedir. Adezivleri değerlendirmede bağlanma dayanımı testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Biyomateryal ve diş arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında oluşan streslere, adezivin o oranda dayanıklı olacağı bildirilmiştir (2). *in-vitro* koşullarda dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve mikro-çekme (micro-tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır (180). Temel olarak diş-restorasyon arasında oluşan gerilim paralel veya dik olmalarına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak tanımlanabilir.

Bir çekme testinde yapışma bölgesi diş yüzeyine 90° açıyla yani dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Bu testte dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılmasından kaynaklanan yanlış sonuçlar olabilir (181).

2.8.1.Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testleri

1994 yılında Sano ve ark.'ları tarafından bağlanma yüzeyleri 1mm² 'den küçük örneklerin kullanıldığı mikrotensil bağlanma dayanımı testi tanıtılmıştır (11). Bu testlerde, örnek dişlerden çapı 0.8-1mm'lik kompozit/dentin çubukları elde edilerek örnek sayısı artırılır. Mikrotensil bağlanma dayanımı testlerinin avantajları arasında; az sayıda çekilmiş diş kullanılması, farklı dentin kalınlıklarında (bölgelerinde) değerlendirme yapılabilmesi sayılır. Bunlara karşılık, test yönteminin laboratuvar aşamaları yoğun ve teknik duyarlıdır. Bağlanılan yüzeyin küçük olmasından dolayı kullanılan adeziv sistem ve örnek hazırlama metoduna bağlı olarak örneklerin hazırlanmasından sonra spontan başarısızlıklar görülebilir. Bu test-öncesi başarısızlıklar da istatistiksel analize eklenmelidir (182).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testlerinde elde edilen sonuçlar normal tensil testlerinden daha yüksektir. Küçük bağlanma yüzeylerinde genellikle yüksek bağlanma dayanımı sonuçları izlenmektedir (183). Kompozit-dentin çubuklarının hazırlanması ve test makinelerine sabitlenme (bağlanma) işlemlerinin bağlanma dayanım değerlerine etkisi olduğu bildirilmiştir (174, 184, 185, 186).

Bağlanma dayanım testlerinin sonuçlarına bağlı olarak adeziv sistemlerin klinik başarısının tahmin edilmesi tam olarak kesinleşmemiştir. Sadece çok düşük *in-vitro* bağlanma dayanımı değerleri elde edilen sistemlerin klinikte, servikal restorasyonlarda retansiyon kaybına, arka dişlerin restorasyonlarında

ise kenar renkleşmelerinde artışa neden olduğu bildirilmiştir (187). Aksine, yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilen sistemlerin iyi klinik performans gösterecekleri de kesin değildir.

Mikrotensil bağlanma dayanımı testinin avantajları; (9, 161) az sayıda dişe ihtiyaç duyulması, bölgesel bağlanma dayanımının ölçülebilmesi (188, 189, 190), kalan dentin kalınlığının etkisinin değerlendirilmesi (185, 191), aynı dişte elde edilen çubuklar arasında ve farklı dişler arasında elde edilen sonuçların incelenmesi (192), restorasyonun kavite duvarlarına bağlanma dayanımının ölçülmesi (193, 194), intra-radiküler dentinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi ve kompozitlerin polimerizasyon büzülme streslerinin etkisinin incelenmesidir (195). Ayrıca yüzey alanının küçük olmasına bağlı olarak geleneksel tensil test yöntemine göre örnekler daha düşük yük gelebilir ve daha düşük koheziv başarısızlık görülür. Bu test ile daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilebilir, çürükten etkilenmiş dentin gibi küçük yüzey alanlı dokular test edilebilir (196). Başarısızlıkların değerlendirilmesinde ise SEM görüntüleri kullanılabilir (197).

Dezavantajları ise; laboratuvar teknik duyarlılığının yüksek olması, çok düşük bağlanma dayanım değerlerini ölçerken zorluk çıkarması (<5 MPa), örneklerin kolaylıkla dehidrate olabilmesi ve bozulabilmesi, test uygulandıktan sonra kırılan örnek parçaları test makinasından çıkarılırken kaybolabilmesidir (198).

2.9. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)

Enerji dağılımı spektrometresi (EDS), SEM ile birlikte kullanılan kimyasal mikroanaliz tekniğidir. EDS analizi, örneklerin element içeriğini elektron ışın bombardımanı sırasında örneklerden yayılan x-ışınları ile tespit eder. Analiz edilen örneklerin büyüklüğü 1 µm boyutunda veya daha küçük olabilir.

EDS ile hafif elementlerin tespiti 1990'larda yaygınlaşmıştır (199). Nokta analizi, çizgi analizi ve X-ışını haritalaması ile Berilyum - Uranyum arasındaki tüm elementler analiz edilebilmektedir. Örneklerin SEM ile incelenmesi sırasında örnek üzerinde istenilen alana gönderilen elektron demeti ile örnek yüzeyine (veya kesitine) enerji transferi sağlanır. Gönderilen bu elektron demeti birincil elektronlar olarak adlandırılır ve örneklerden bazı elektronların yerinden oynamasına neden olur. İkincil elektron olarak adlandırılan bu elektronlar bir algılayıcı tarafından toplanır ve sinyale dönüştürülür.

EDS, taramalı elektron mikroskop (SEM) ile beraber kullanıldığında *in-vitro* kantitatif kimyasal element analizi yapmaktadır. Bu analizin yapılması, farklı enerji seviyelerindeki minerallerin maruz kaldıkları yüksek voltajlı elektron demetlerini kırıdıktan sonra yansıtımalarına dayanır. Örneklerden yansıyan enerjideki değişim mineral içeriğindeki değişimi yansıtır (200). Bu yöntem örneklerin doğru ve zarar görmeden kimyasal analizine izin vermektedir (201).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in-vitro* çalışmada, geleneksel yöntem ile hazırlanan 5. sınıf kaviteelerde iki farklı yapıda florür içeren ve içermeyen adeziv sistemlerin dentine mikrotensil bağlanma dayanımları ve mikrosızıntı özellikleri karşılaştırılmış ve kavite-restorasyon arayüzü SEM kullanılarak Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri Tablo 1' de yer almaktadır.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.

Materyal	Üretici Firma	İçerik
Filtek Z250	3M ESPE, Germany.	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, inorganik doldurucular, zirkon/silika (60%wt). Partikül büyüklüğü 0.01-3.5 mikron.
Clearfil SE Bond	Kuraray Medical Inc., Okayama Japan	Primer:10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2- Hidroksietil metakrilat (HEMA), Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, su. Bonding:10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), Bisfenol A diglisid metakrilat (Bis-GMA), 2- Hidroksietil metakrilat (HEMA), Hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, koloidal silika.
AdheSE One F Vivapen	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-akrilamid türevleri, su, alkol, bis-metakrilamid dihidrojen fosfat, amino asit akrilamid, hidroksil alkil metakrilamid, alkil sülfonik asit akrilamid, yüksek oranda dağılmış silikon dioksit, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler, potasyum florit.
FL Bond II	Shofu Inc., Kyoto Japan.	Primer: su, etanol, karboksilik asit monomer, fosforik asit monomer ve başlatıcı. Bonding: floroboroalüminosilikat cam içerisinde S-PRG doldurucular, UDMA, TEGDMA, 2-HEMA ve başlatıcı.

3.1.Mikrotensil çalışması için dişlerin hazırlanması

Bu çalışmada ortodontik amaçla çekilmiş 30 adet küçükzayı dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak dokular kuret yardımıyla uzaklaştırıldı ve deney uygulamasına kadar +4 °C'de timol kristalleri içeren distile suda saklandı.

30 küçükzayı dişin bukkal yüzeylerine aeratör ve mikromotor ile mine-sement sınırının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kaviteler hazırlandı (Resim 1). Kavitelerin boyutları periodontal sond ve kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Mine, aeratre takılan elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması altında uzaklaştırıldı. Dentin, mikromotora takılan elik rond frezle kaldırıldı ve preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi. Kavitelere bizotaj yapılmadı.



Resim 1. Aeratr ve mikromotor ile hazırlanan kavite.

Çalışmada, her grupta 10 diş olacak şekilde hazırlandı. Restoratif materyaller gruplardaki dişlere firmaların önerileri doğrultusunda aşağıda anlatıldığı şekilde uygulandı.

1. Grup: Bu gruptaki kavitelerin bukkal yüzeyleri Clearfil SE Bond ve Filtek Z250 kompozit materyali ile restore edilmiştir (Resim 2). Kavite kurutulduktan sonra Clearfil SE Bond self-etching primeri bütün kavite yüzeyine 20 saniye boyunca pelet yardımıyla uygulandı. Primer hava ile kurutuldu. Bonding ajanı bütün kavite yüzeyine sürüldü ve hava ile dağıtılarak 20 saniye polimerize edildi. Kavite Filtek Z250 A2 ile restore edildi ve 20 saniye polimerize edildi.



Resim 2. Clearfil SE Bond adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.

2. Grup: Bu gruptaki kavitelerin bukkal yüzeyleri AdheSE One F ve Filtek Z250 kompozit materyali ile restore edilmiştir (Resim 3). Kavite kurutulduktan sonra AdheSE One F tıklama mekanizması ile birkaç kez aktive edildikten sonra doğrudan kaviteye mine kısmından başlayarak tüm yüzeylere uygulandı. Kavite yüzeyleri tamamen kaplandıktan sonra, 20 saniye fırça ile yaymaya devam edildi. Bonding ajanı kuvvetli hava ile parlak ve hareketsiz bir likit film tabakası görülecek şekilde uzaklaştırıldı ve 10 saniye polimerize edildi. Kavite Filtek Z50 A2 ile restore edildi ve 20 saniye polimerize edildi.



Resim 3. AdheSE One F adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.

3. Grup: Bu gruptaki kaviteilerin bukkal yüzeyleri FL Bond II ve Filtek Z250 kompozit materyali ile restore edilmiştir (Resim 4). Kavite kurutulduktan sonra FL Bond II self-etching primeri bütün kavite yüzeyine pelet yardımıyla uygulandı ve 10 saniye beklendi. Primer hava ile kurutuldu. Bonding ajanı bütün kavite yüzeyine sürüldü ve 10 saniye polimerize edildi. Kavite Filtek Z250 A2 ile restore edildi ve 20 saniye polimerize edildi.



Resim 4. FL Bond II adeziv sistemi ve Filtek Z250 (A2) kompozit materyali.

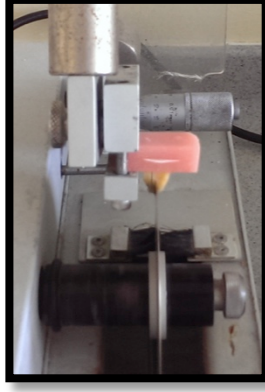
Mikrotensil testi için hazırlanan restoratif materyaller kavite sınırları dahilinde diş yüzeyinden 1.5 mm yüksek olacak şekilde hazırlandı.

Bütün örneklere 5°-55 °C arasında 1000 kez termosiklus (Salubris Technica, Türkiye) uygulandı. Örnekler 5°-55 °C suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı (Resim 5).



Resim 5. Termosiklus cihazı.

Daha sonra, dişler bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce mesiyo-distal sonra vestibülo-lingual/palatal yönde kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, USA) ile kesilerek 1x1 mm genişliğinde dentin-kompozit çubukları elde edildi (Resim 6).



Resim 6. İzomet ile dişlerin mesiyo-distal ve vestibülo-lingual/palatal yönde kesilmesi.

Çubuklardan pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığı kumpas yardımı ile ölçüldü (Resim 7) ve kalan dentin kalınlıklarının 2-4 mm arasında olduğu tespit edildi.



Resim 7. Kumpas

Kaviterin orta bölgesinden 2 adet çubuk çıkarıldı. Her grup için toplam 20 adet çubuk elde edildi. Universal test cihazına (Instron; USA) bağlanan örnekler, 0.5 mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar çekme kuvveti uygulandı (Resim 8). Kırılan örneklerin kopma değerleri kayıt edildi.



Resim 8. Elde edilen çubukların universal test cihazına bağlanması.



3.2.Mikrosızıntı alışması için dişlerin hazırlanması

12 adet kkzı dişi rastgele seçilerek üç gruba ayrıldı. Dişlerin bukkal, lingual/palatinal yüzeylerinde aeratör ve mikromotor ile mine-sement sınırının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm derinliğinde 5. sınıf kavitele hazırlandı. Kavitelelele boyutları periodontal sond ve kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Mine aeratre takılan elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması altında uzaklaştırıldı. Dentin, mikromotora takılan elik rond frezle kaldırıldı ve preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi. Kavitelere bizotaj yapılmadı.

Her grupta 8 kavite (4 bukkal+4 lingual) hazırlandı. Gruplardaki dişlele yukarıda anlatıldığı şekilde aynı bonding ajanları ve restoratif materyaller uygulandı.

Bütün dişlele, sırasıyla kırmızı bantlı elmas frez, kırmızı bantlı tungsten karbid frez, sarı bantlı tungsten karbid frez ile bitim işlemi uygulandı. Dişlele hazırlandıktan sonra 24 saat distile suda bekletildi (Resim 9).



Resim 9. Çalışmada kullanılan bitirme frezleri.

Bütün örnekler 5°-55 °C arasında 1000 kez termosiklus döngüsü uygulandı. Örnekler 5°-55 °C'lik suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı.

Termosiklus uygulaması sonrasında örneklerin kök uçları bir kompozit rezin ile kapatıldı (Filtek Z250). İki tabaka koyu renkli tırnak cilası restorasyon kenarlarına 1.5 mm yaklaşacak şekilde kavite dışında kalan diş yüzeyine uygulandı (Resim 10). Böylece uygulanacak boyanın foramen apikale ve yan kanallardan pulpa boşluğu içerisine girmesi engellendi.



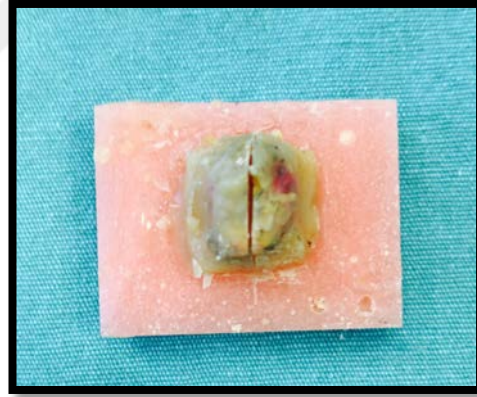
Resim 10. Koyu renk tırnak cilası uygulaması sonrası olan görüntü.

Bu işlem sonrasında tüm örnekler %0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletildi. Dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu.

Dişler, bukkal ve lingual/palatinalde hazırlanan kaviteleri birbirinden ayırmak için kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, IL, USA) ile mesiyo-distal yönde kesildi (Resim 11-12). Böylece 4 bukkal ve 4 lingual/palatinal kavite taşıyan gruplar meydana getirildi.



Resim 11. Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı.



Resim 12. Dişlerin mesiyo-distal yönde kesilmesi.

Dişler kesit alma cihazı ile buko-lingual yönde restorasyonun ortasından geçecek şekilde kesildikten sonra, boya penetrasyon derecesi stereomikroskop (Leica MZ 16 FA) ile incelendi (Resim 13) ve boya penetrasyon derecesi 0-3 dereceleri arasında değerlendirildi.

Skor 0: hiç boya penetrasyonu yok

Skor 1: boya penetrasyonu gingival basamağın 1/2sine kadar yayılmış durumda

Skor 2: boya penetrasyonu gingival basamağın hepsini kapsıyor

Skor 3: boya penetrasyonu aksiyel duvarın 1/2sine kadar yayılmış durumda



Resim 13. Çalışmada kullanılan Leica Stereomikroskop.

3.3.EDS çalışması için dişlerin hazırlanması

9 adet küçükkağı dişin bukkal yüzeylerine aeratör ve mikromotor ile mine-
sement sınırınının 1mm üzerinde, 3mm boyunda, 4mm genişliğinde ve 2mm
derinliğinde 5. sınıf kaviteler hazırlandı. Kavitelerin boyutları periodontal sond ve
kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Mine, aeratöre takılan
elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması
altında uzaklaştırıldı. Dentin, mikromotora takılan çelik rond frezle kaldırıldı ve
preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi. Kavitelere bizotaj yapılmadı.

Hazırlanan kavitelere yukarıda anlatıldığı şekilde aynı bonding ajanları ve
restoratif materyal uygulandı. Restorasyonlar tamamlandıktan sonra dişler
distile su içerisinde etüvde 37 °C' da 30 gün bekletildi (Resim 14). 48 saatte bir
distile su değiştirildi. 30 günün sonunda dişler etüvden çıkartıldı.

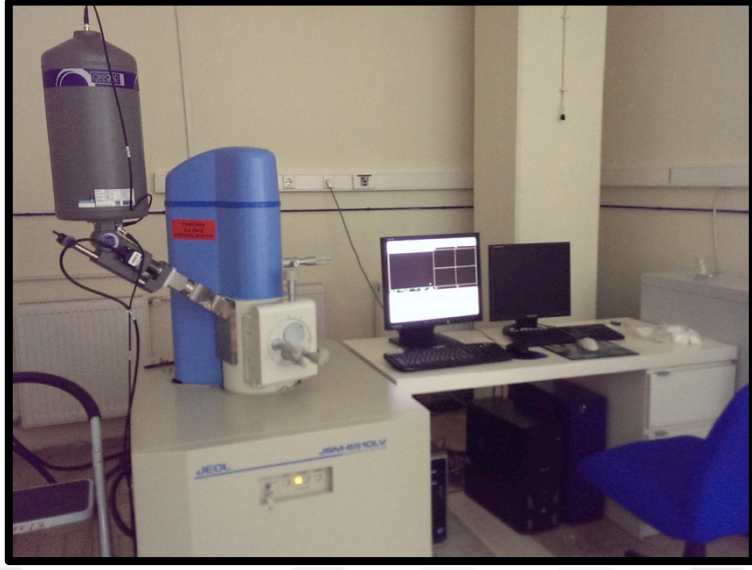
Dişler kesit alma cihazı ile kesim hattı restorasyonun ortasından geçecek
şekilde bukko-lingual doğrultuda ikiye ayrıldı. Elde edilen örnekler akrilik
içerisinde gömüldü. Restorasyon yüzeyleri 600,1200 ve 2000 gritli silikon karbid
aşındırıcı kağıt yardımıyla ve su yıkaması altında cilalandı (Resim 15). Daha
sonra 1 µm diamond polish ile cilası tamamlandı. Cilalama işleminin ardından
altınla kaplanan örnekler, JEOL JSM 6335 F Field Emission marka taramalı
elektron mikroskobu ile dentin-adeziv arayüzeyleri incelendi (Resim 16).



Resim 14. Çalışmada kullanılan etüv.



Resim 15. Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı (Phoenix Beta, Buehler, USA).



Resim 16. Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu.

3.4.İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Mikrotensil bağlanma dayanımı çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası bağlanma dayanımı karşılaştırmalarında One way Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı.

Niteliksel verilerin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesinde ise Ki-Kare testi, Fisher's Exact Ki-Kare testi ve Freeman Halton testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4.BULGULAR

Bu çalışmada, 5. sınıf kavitelere, 3 farklı adeziv sistemin uygulanması sonrası gözlenen mikrosızıntı ve mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması ve kavite-restorasyon arayüzlerinin SEM ile incelenip EDS değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

4.1. Mikrotensil Bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular

Bütün grupların mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 2 ve grafik 1’de gösterilmiştir. Test edilen dentin çubukları ile ilgili veriler ekler bölümüne eklenmiştir.

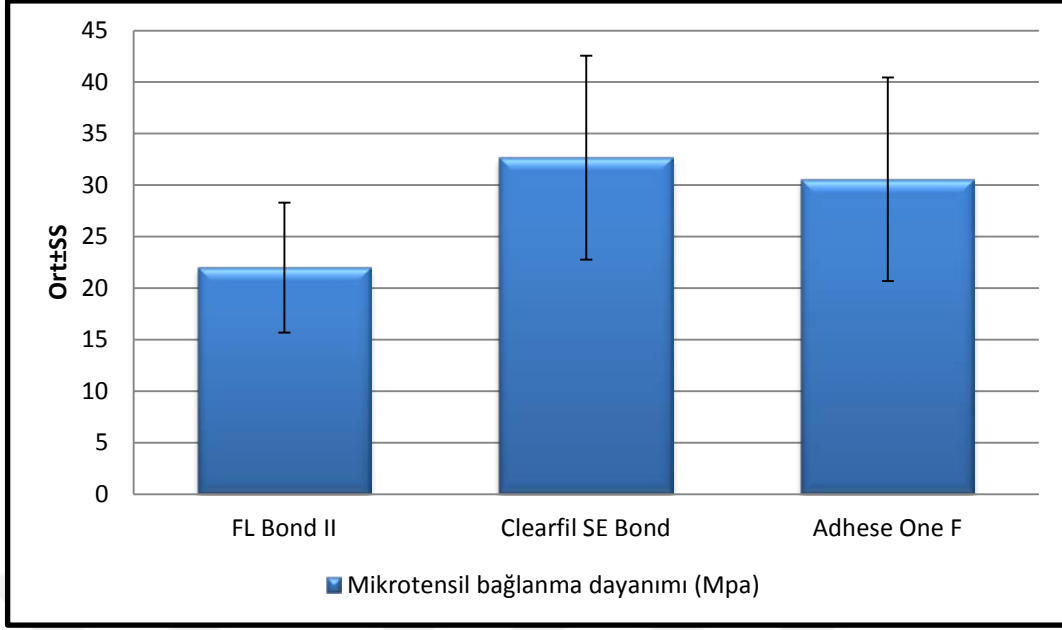
Tablo 2. Grupların mikrotensil bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi

	Mikrotensil bağlanma dayanımı (Mpa)	p
	Ort±SS	
¹ FL Bond II	21,98±6,31	0,001**
² Clearfil SE Bond	32,66±9,91	
³ Adhese One F	30,56±9,89	
<i>1-2</i> ⁺⁺ p		<i>0,001**</i>
<i>1-3</i> ⁺⁺ p		<i>0,009**</i>
<i>2-3</i> ⁺⁺ p		<i>0,736</i>

⁺ Oneway ANOVA Test

⁺⁺ Tukey HSD Test

** *p*<0.01



Grafik 1. Bütün grupların mikrotensil bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri

Grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; FL Bond II grubunun mikrotensil bağlanma dayanımı ortalaması, Clearfil SE Bond ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Adhese One F ($p:0.009$; $p<0.01$) gruplarından anlamlı şekilde düşük saptanmıştır. Clearfil SE Bond ve Adhese One F gruplarının bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p: 0,736$; $p>0.05$).

4.2.Mikrosızıntı değerlendirilmesinin bulguları

Bu çalışmada, mikrosızıntı dereceleri 0, 1, 2 ve 3 olarak değerlendirilmiştir. Bu değerlere göre, skor 0'da, hiç sızıntı yoktur. Skor 1, sızıntının gingival basamağın 1/2'sine kadar uzandığını; skor 2, sızıntının gingival basamağın hepsini içerdiğini ve skor 3, sızıntının aksiyel duvarın 1/2'sine kadar uzandığını göstermektedir.

Bu araştırmada mikrosızıntı skorları, skor 0 'sızıntı yok', skor 1 ve 2 'orta dereceli sızıntı', skor 3 ise 'çok sızıntı' şeklinde değerlendirilmiştir.

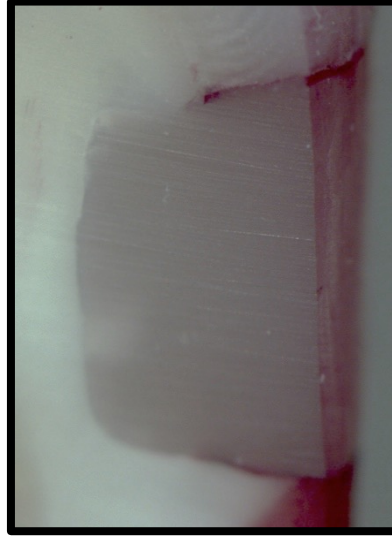
Tablo 3. Bütün gruplarda, oklüzalde meydana gelen mikrosızıntı skorları.

		Sızıntı yok	Orta sızıntı	Çok sızıntı	Toplam
AdheSE One F	Gözlenen	0	8	0	8
FI-Bond II	Gözlenen	0	8	0	8
Clearfil SE Bond	Gözlenen	3	5	0	8

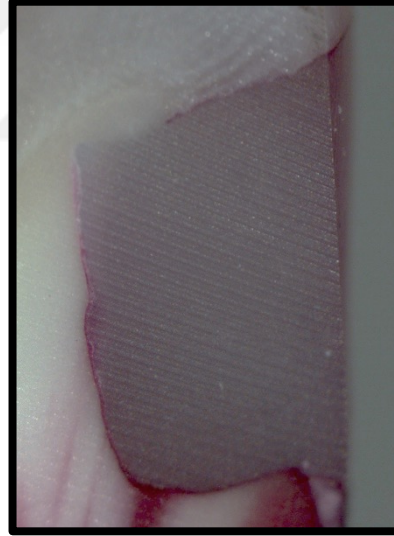
Tablo 4. Bütün gruplarda, gingivalde meydana gelen mikrosızıntı skorları

		Sızıntı yok	Orta sızıntı	Çok sızıntı	Toplam
AdheSE One F	Gözlenen	1	4	3	8
FI-Bond II	Gözlenen	0	8	0	8
Clearfil SE Bond	Gözlenen	1	7	0	8

Oklüzal ve gingivalde stereomikroskop ile incelenen mikrosızıntı gözlemleri Resim 17-22 arasında verilmiştir.



Resim 17. Stereomikroskop altında AdheSE One F ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50)



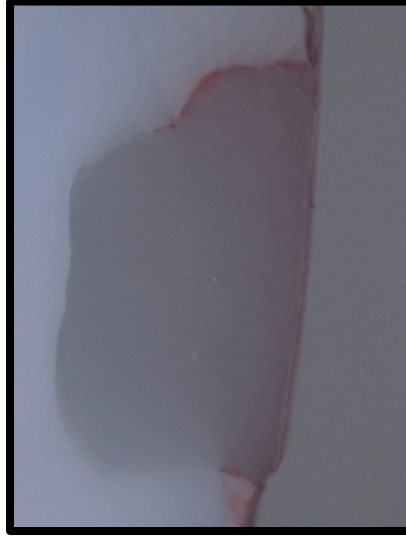
Resim 18. Stereomikroskop altında AdheSE One F ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde 'orta dereceli sızıntı' ve gingivalde 'çok sızıntı' görüntüsü (X50)



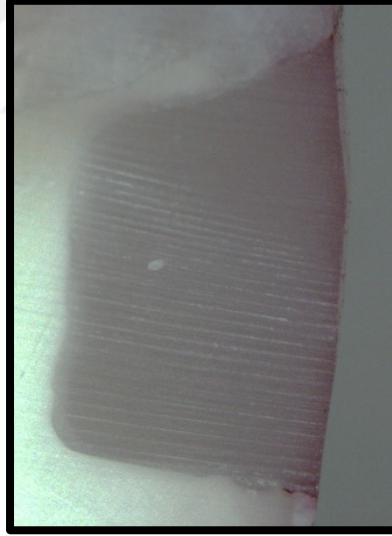
Resim 19. Stereomikroskop altında Clearfil SE Bond ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'sızıntı yok' görüntüsü (X50)



Resim 20. Stereomikroskop altında Clearfil SE Bond ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50)



Resim 21. Stereomikroskop altında FL-Bond II ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50)



Resim 22. Stereomikroskop altında FL-Bond II ve Filtek Z250 ile restore edilmiş grupta oklüzalde ve gingivalde 'orta dereceli sızıntı' görüntüsü (X50)

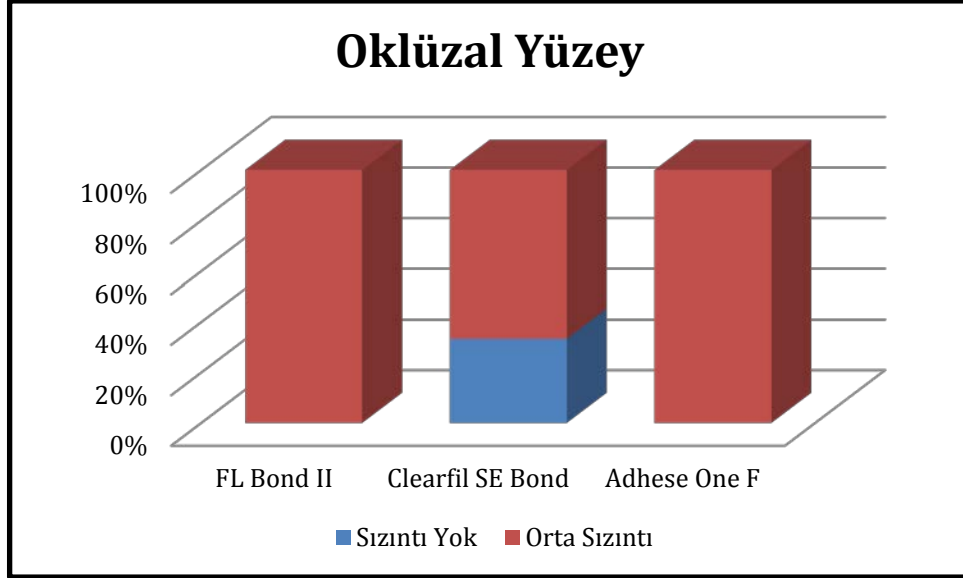
Tablo 5. Grupların mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi

	FL Bond II	Clearfil SE Bond	Adhese One F	p
	n (%)	n (%)	n (%)	
Oklüzal Sızıntı				
Sızıntı Yok	0 (%0)	3 (%37,5)	0 (%0)	0,083¹
Orta Sızıntı	8 (%100)	5 (%62,5)	8 (%100)	
Gingival Sızıntı				
Sızıntı Yok	0 (%0)	1 (%12,5)	1 (%12,5)	0,079²
Orta Sızıntı	8 (%100)	7 (%87,5)	4 (%50,0)	
Çok Sızıntı	0 (%0)	0 (%0)	3 (%37,5)	

¹Freeman Halton Test

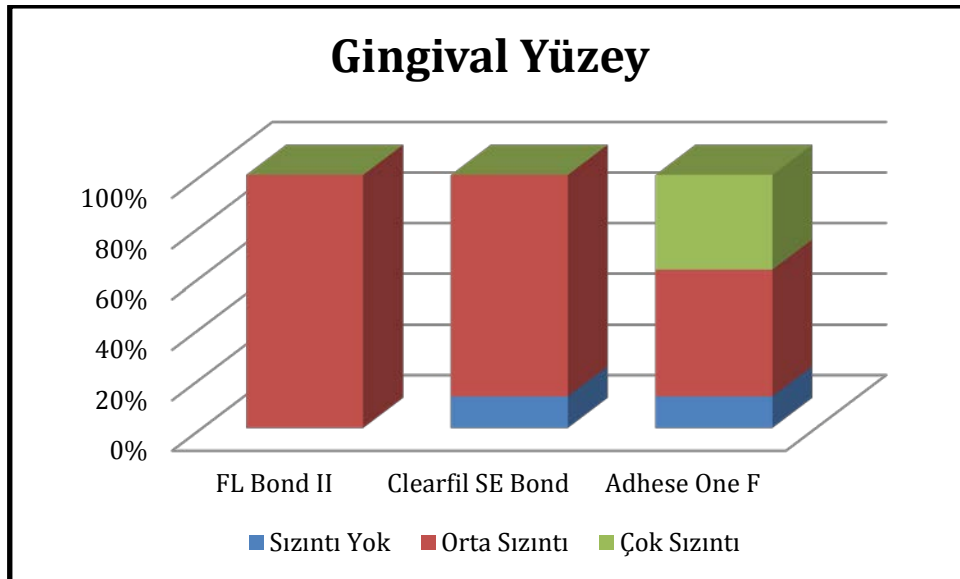
²Ki-kare Test

Grupların oklüzal yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.083; p>0.05). Anlamlı farklılık bulunmasa da Clearfil SE Bond grubunda oklüzal yüzeyde sızıntı görülme oranının (%37.5), diğer gruplardan daha yüksek oluşu dikkat çekicidir.



Grafik 2. Grupların oklüzal yüzeylerindeki mikrosızıntısı değerleri

Grupların gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.079$; $p>0.05$). Anlamlı farklılık bulunmasa da Adhese One F Bond grubunda gingival yüzeyde çok sızıntı görülme oranının (%37.5), diğer gruplardan daha yüksek oluşu dikkat çekicidir.



Grafik 3. Grupların gingival yüzeylerindeki mikrosızıntısı değerleri

Tablo 6. Gruplarda farklı yüzeylerin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi

	Oklüzal Yüzey	Gingival Yüzey	p
	n (%)	n (%)	
FL Bond II			
Orta Sızıntı	8 (%100)	8 (%100)	-
Clearfil SE Bond			
Sızıntı Yok	3 (%37,5)	1 (%12,5)	0,569¹
Orta Sızıntı	5 (%62,5)	7 (%87,5)	
Adhese One F			
Sızıntı Yok	0 (%0)	1 (%12,5)	0,077²
Orta Sızıntı	8 (%100)	4 (%50,0)	
Çok Sızıntı	0 (%0)	3 (%37,5)	

¹Fisher Exact Test

²Freeman Halton Test

FL Bond II grubunda; hem oklüzal yüzeyde, hem de gingival yüzeyde tüm dişlerde orta düzeyde sızıntı görülmüştür.

Clearfil SE Bond grubunda; oklüzal ve gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.569; p>0.05). Oklüzal yüzeyde dişlerin %37.5'inde sızıntı görülmezken, %62.5'inde orta düzeyde sızıntı görülmüştür. Gingival yüzeyde dişlerin %12.5'inde sızıntı görülmezken, %87.5'inde orta düzeyde sızıntı görülmüştür.

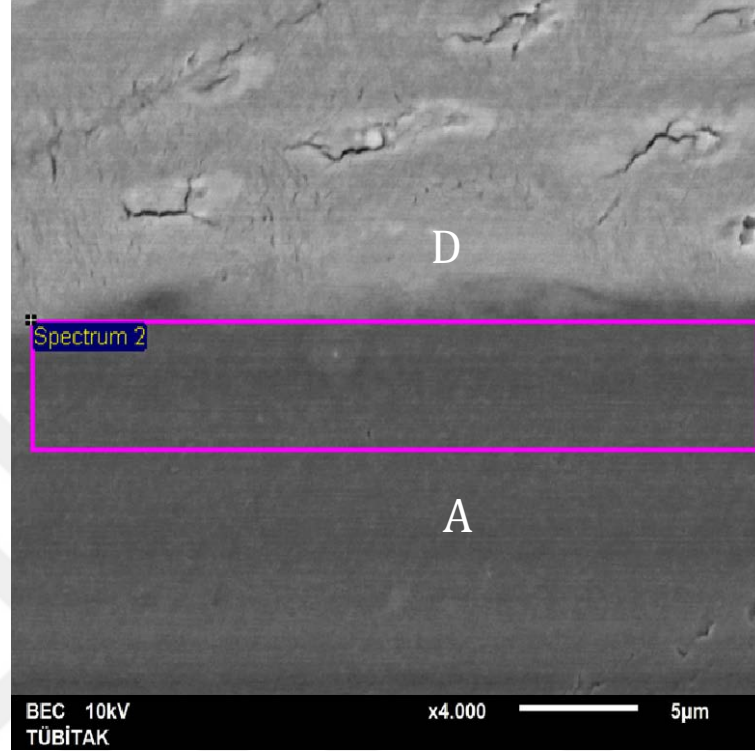
Adhese One F grubunda; oklüzal ve gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.077; p>0.05). Oklüzal yüzeyde dişlerin %100'ünde orta

düzeyde sızıntı görülmüştür. Gingival yüzeyde ise dişlerin %12.5'inde sızıntı görülmezken, %50'sinde orta düzeyde sızıntı, %37.5'inde ise çok sızıntı görülmüştür.



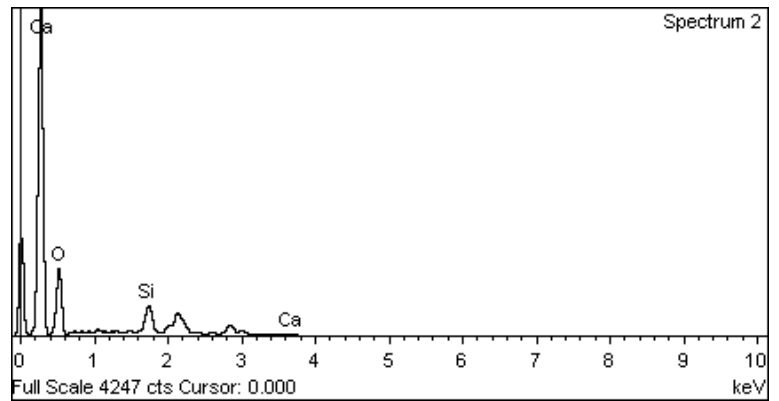
4.3.EDS Analizi ile İlgili Bulgular

4.3.1.Clearfil SE Bond SEM ve EDS Analiz Sonuçları

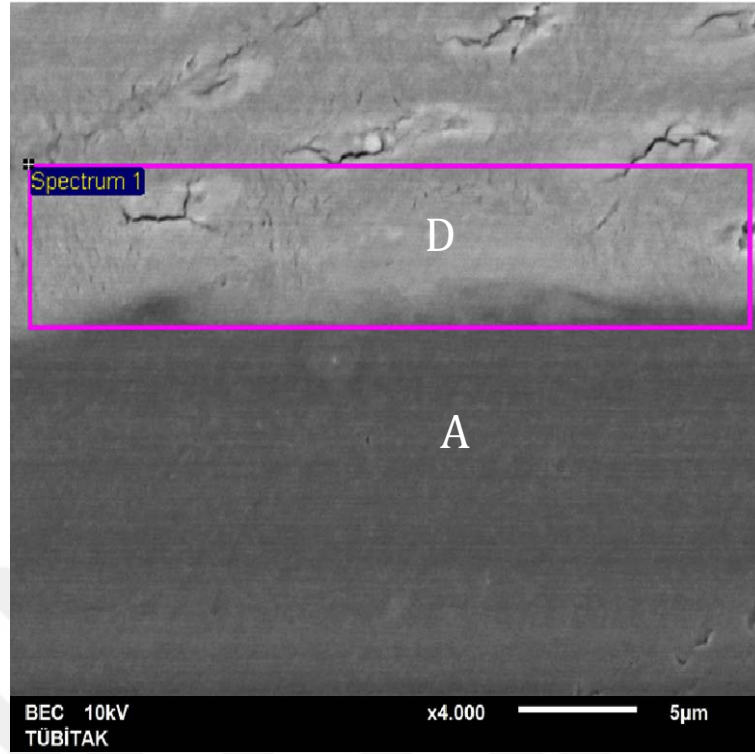


Resim 23. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	69.91	80.99
Si	25.77	17.01
Ca	4.32	2.00
Totals	100.00	

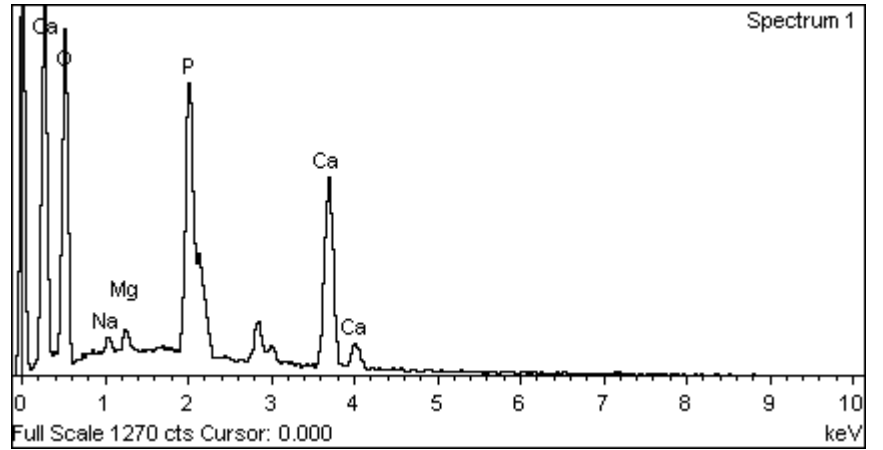


Grafik 4. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.

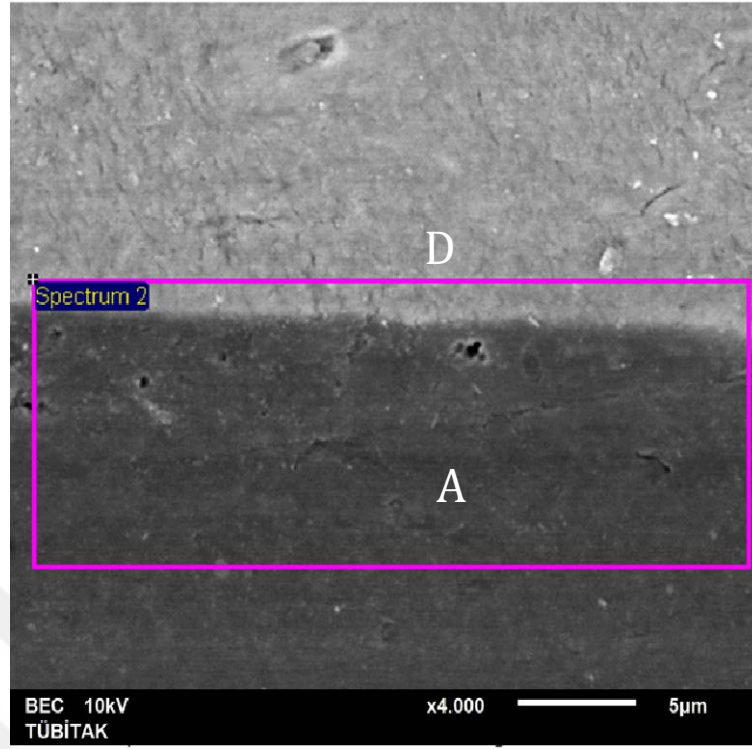


Resim 24. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	44.93	64.61
Na	0.78	0.78
Mg	1.04	0.98
P	18.15	13.48
Ca	35.10	20.15
Totals	100.00	

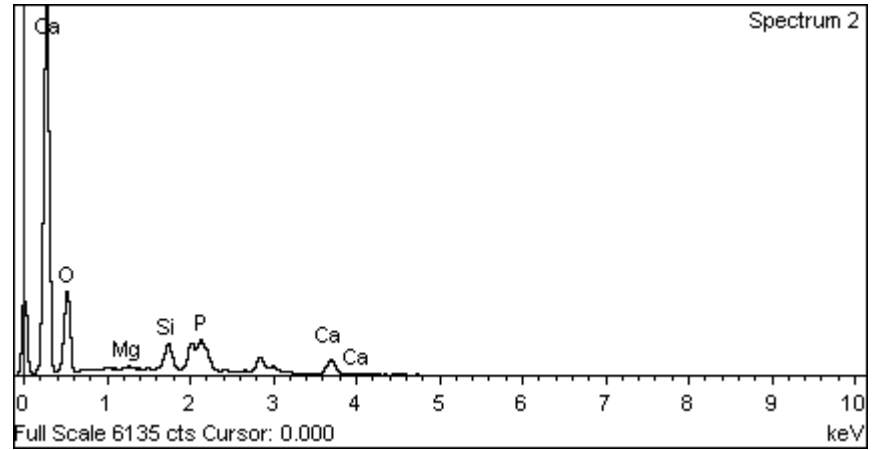


Grafik 5. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.

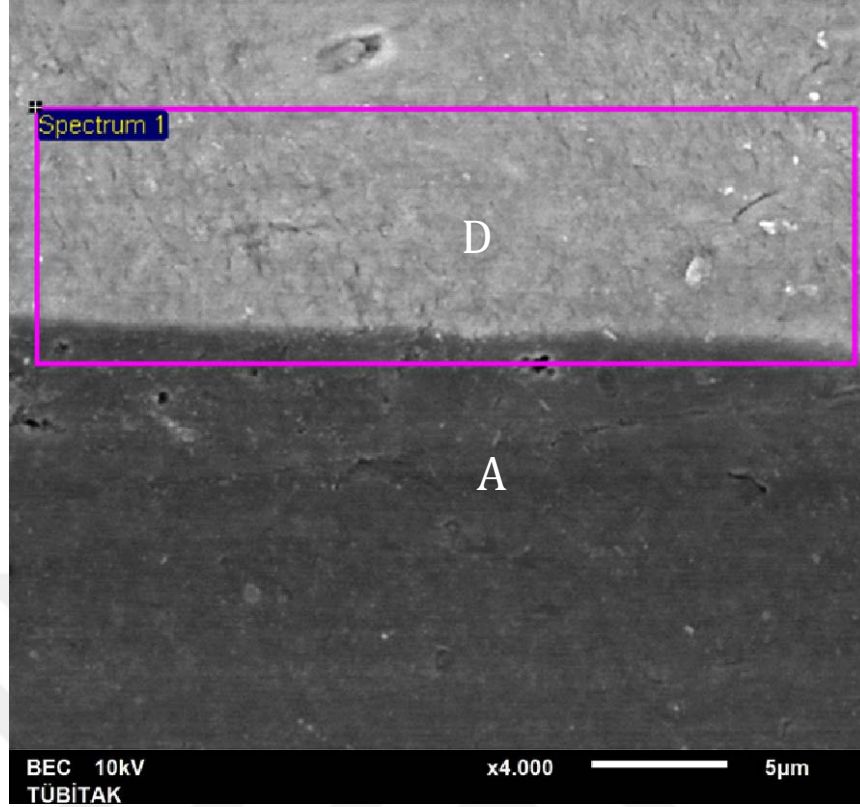


Resim 25. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	58.28	74.52
Mg	1.00	0.84
Si	11.55	8.41
P	8.93	5.90
Ca	20.24	10.33
Totals	100.00	

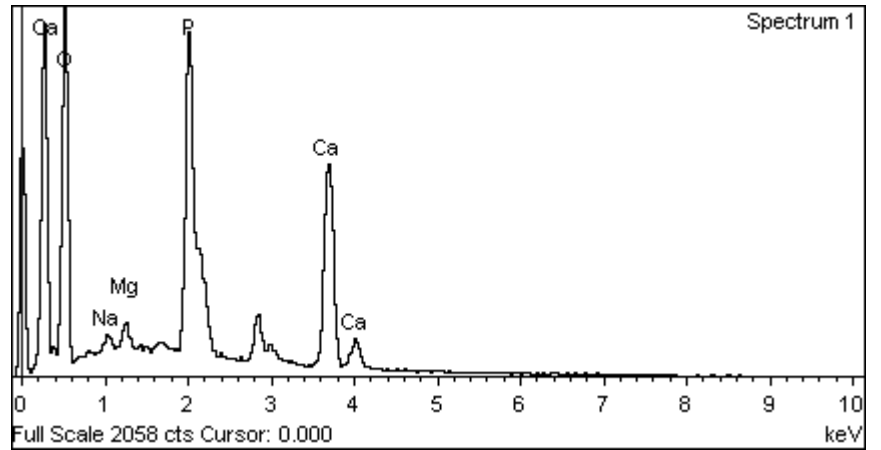


Grafik 6. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F elemet olarak izlenememektedir.



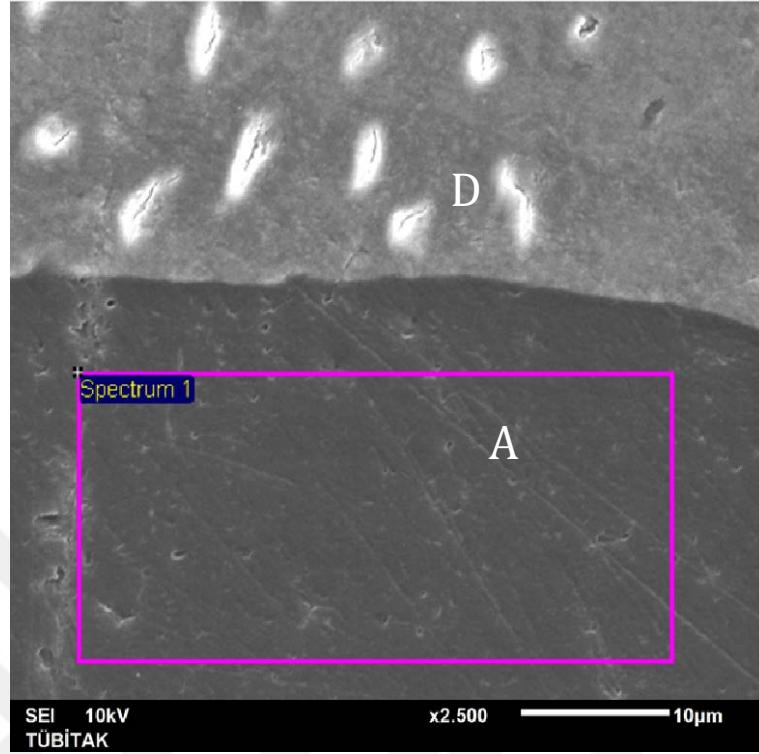
Resim 26. Clearfil SE Bond – Dentin dokusu arayüz görünümü (X4000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	43.81	63.53
Na	0.73	0.74
Mg	1.12	1.07
P	18.90	14.15
Ca	35.45	20.52
Totals	100.00	



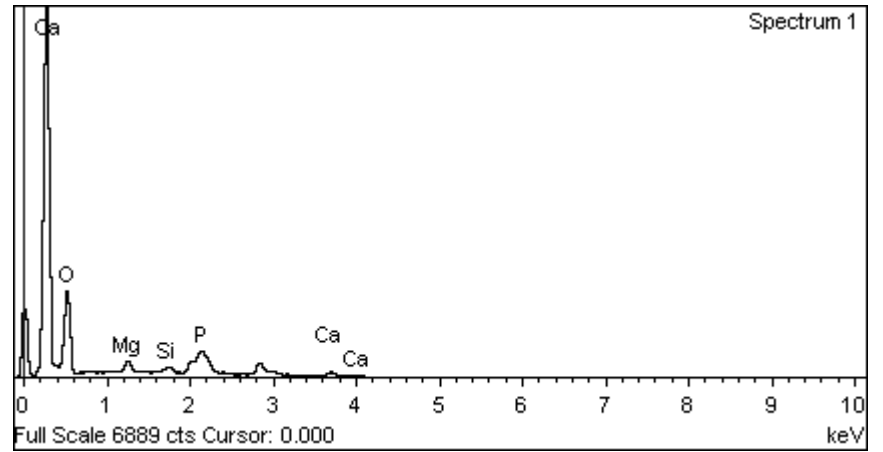
Grafik 7. Clearfil SE Bond – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.

4.3.2. AdheSE One F SEM ve EDS Analiz Sonuçları

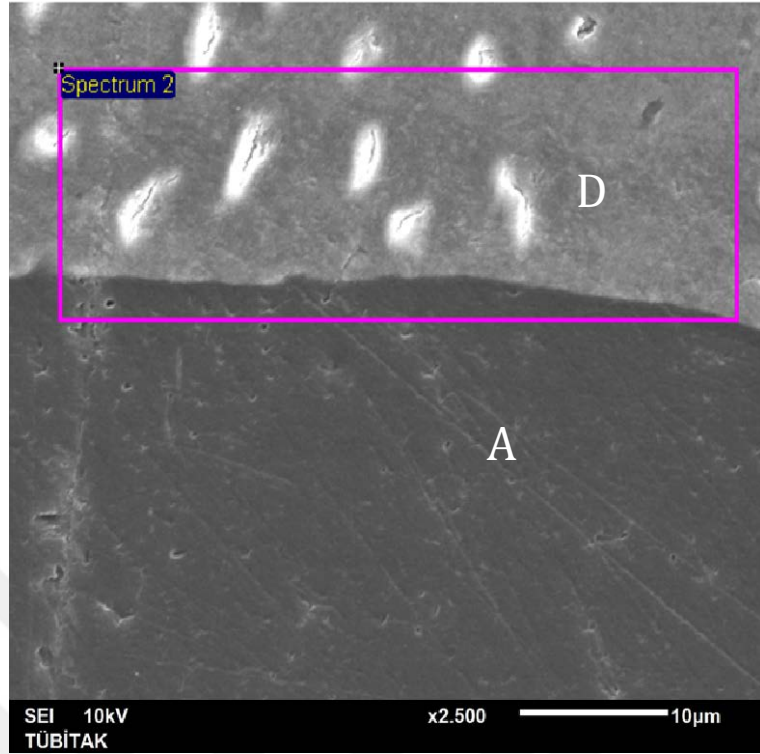


Resim 27. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2500). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	74.32	84.91
Mg	6.86	5.16
Si	4.47	2.91
P	3.60	2.13
Ca	10.75	4.90
Totals	100.00	

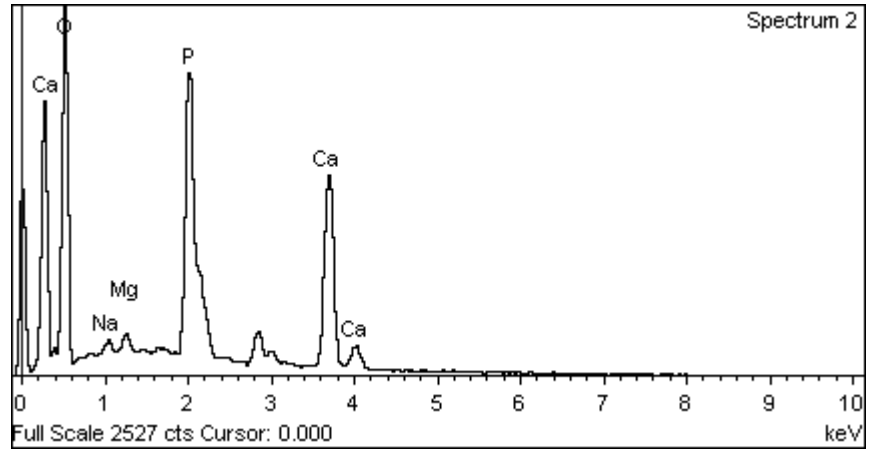


Grafik 8. AdheSE One F – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.

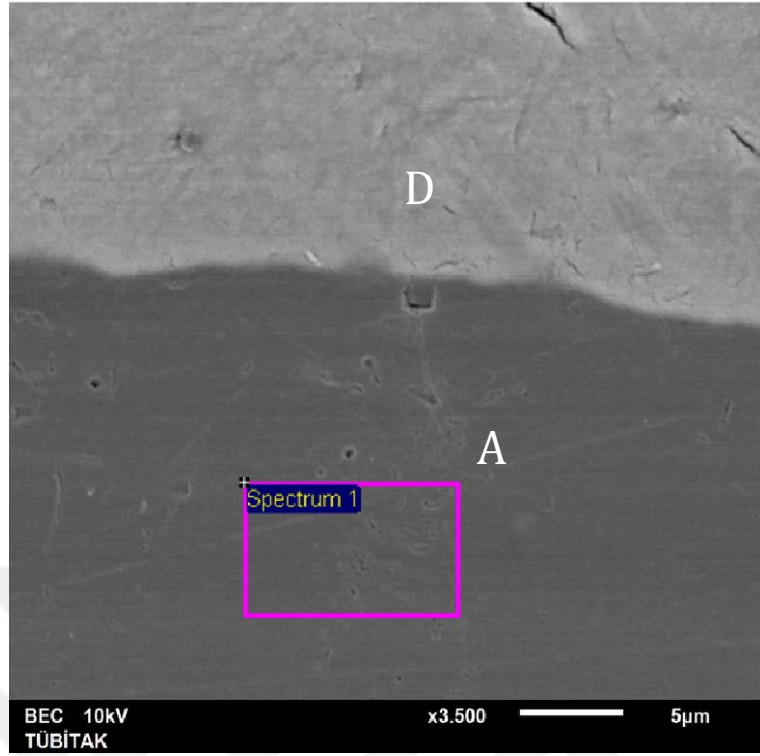


Resim 28. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2500). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	45.19	64.87
Na	0.60	0.60
Mg	0.87	0.82
P	18.70	13.86
Ca	34.64	19.85
Totals	100.00	

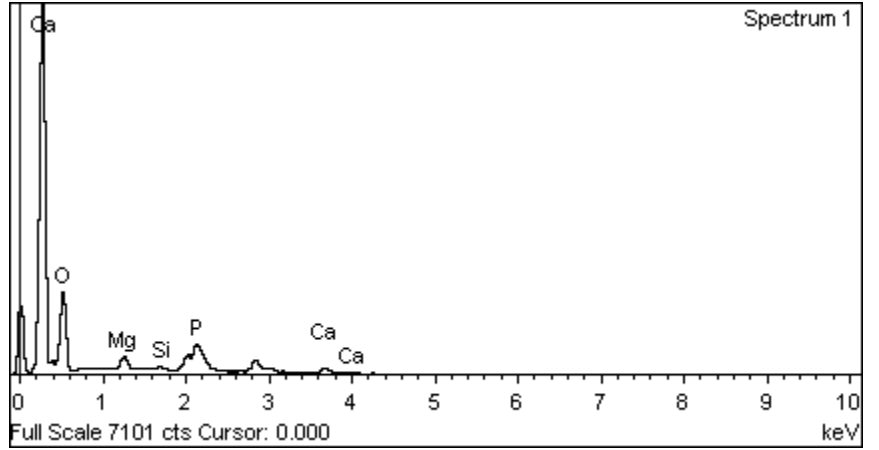


Grafik 9. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.

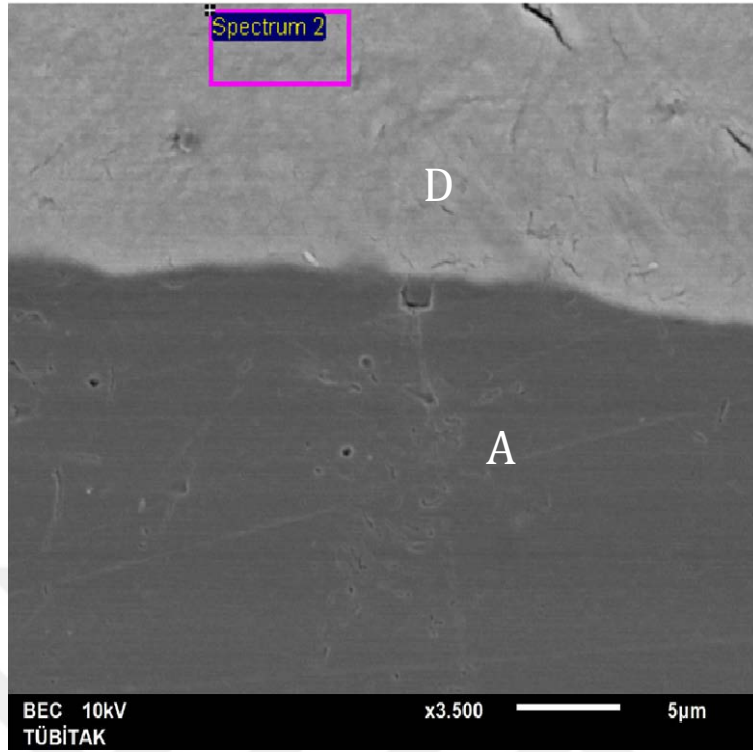


Resim 29. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X3500). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	74.54	85.13
Mg	8.39	6.31
Si	1.55	1.01
P	3.57	2.10
Ca	11.95	5.45
Totals	100.00	

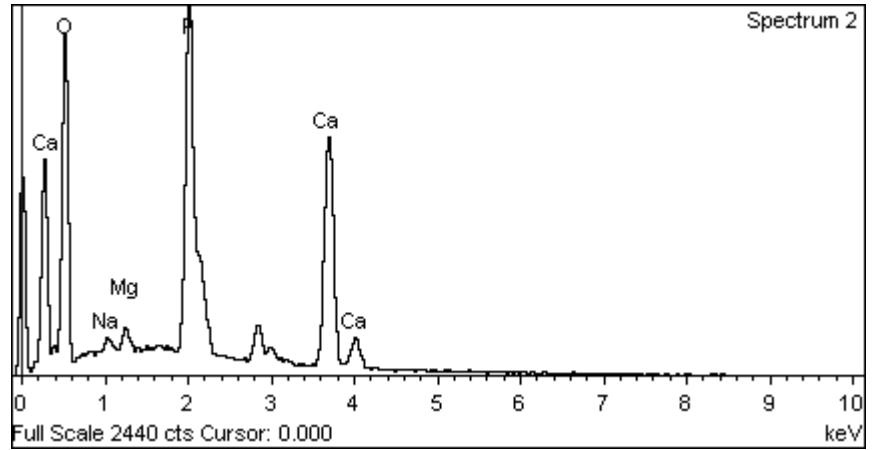


Grafik 10. AdheSE One F – Dentin arayüzünde adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.

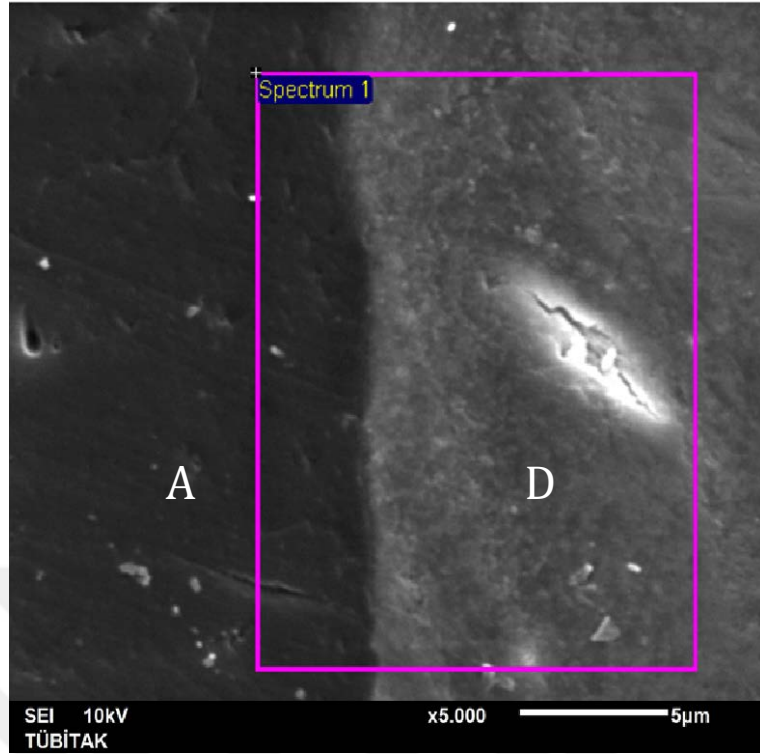


Resim 30. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X3500). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	41.21	61.12
Na	0.62	0.64
Mg	0.82	0.80
P	19.99	15.32
Ca	37.36	22.12
Totals	100.00	

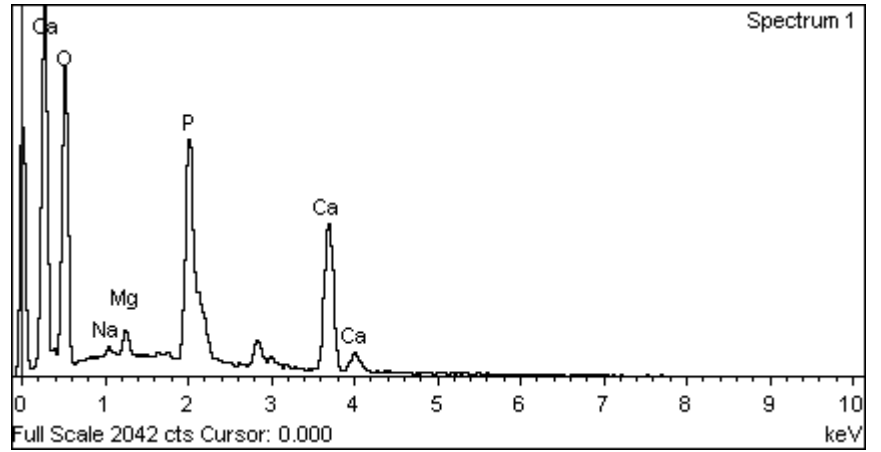


Grafik 11. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin içinde F element olarak izlenememektedir.



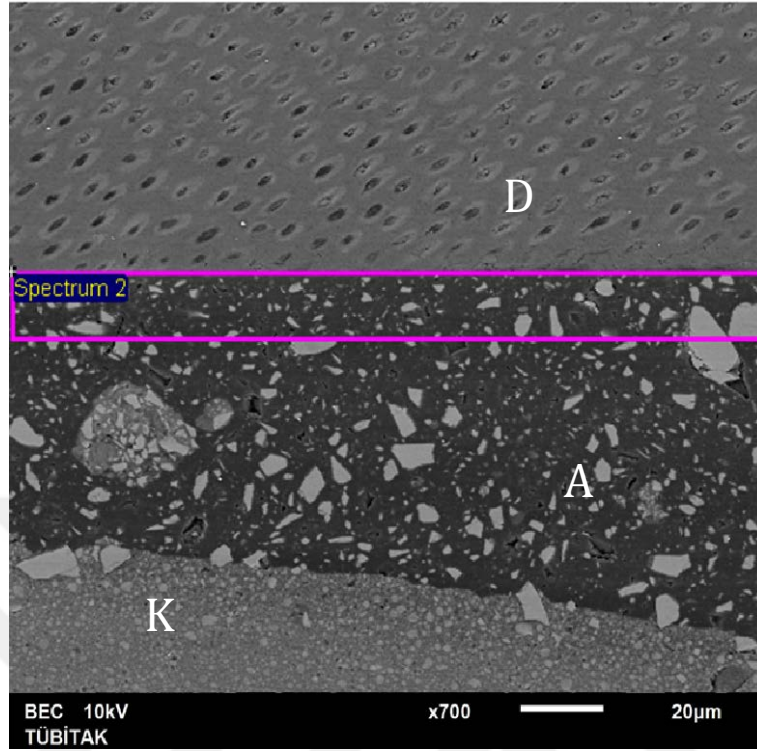
Resim 31. AdheSE One F – Dentin dokusu arayüz görünümü (X5000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	46.85	66.23
Na	0.59	0.58
Mg	1.53	1.42
P	17.95	13.10
Ca	33.08	18.67
Totals	100.00	

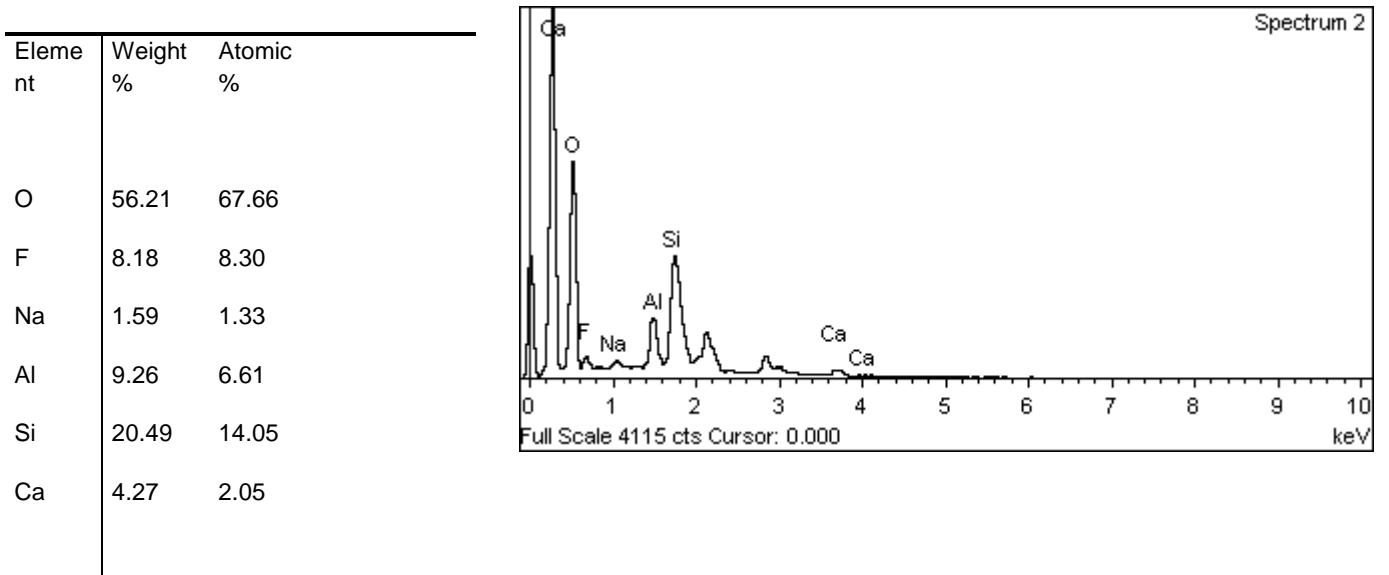


Grafik 12. AdheSE One F – Dentin arayüzünde dentin ve adeziv içinde F element olarak izlenememektedir.

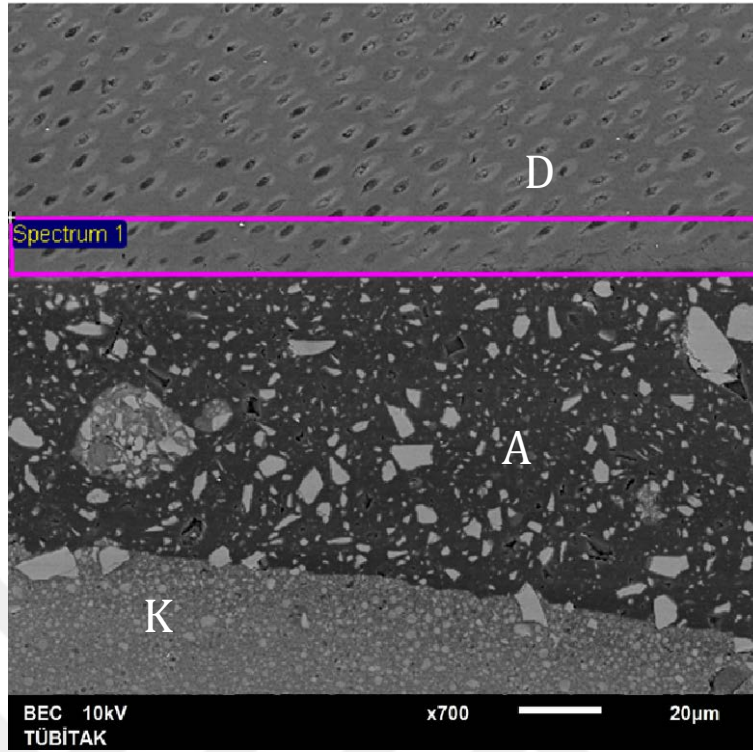
4.3.3.FL Bond II SEM ve EDS Analiz sonuçları



Resim 32. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X700). A: Adeziv, D: Dentin, K: Kompozit.

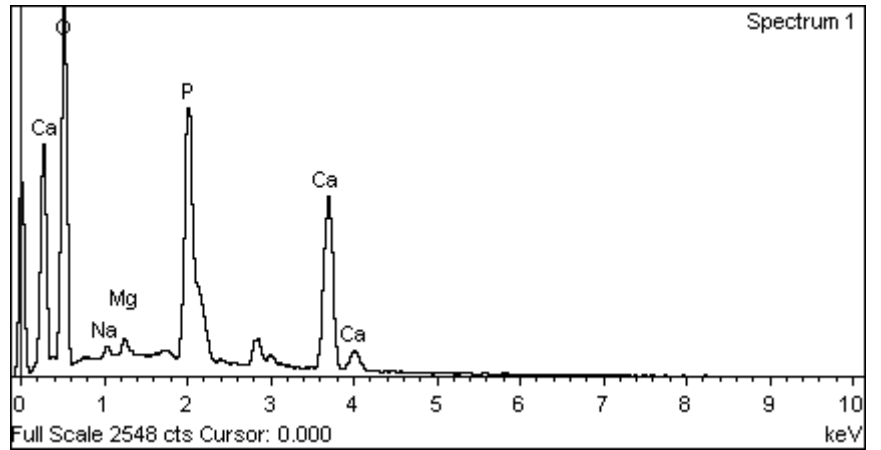


Grafik 13. FL Bond II - Dentin arayüzünde F elementi analizi. Adeziv içinde F element olarak izlenmektedir (8,18% wt).

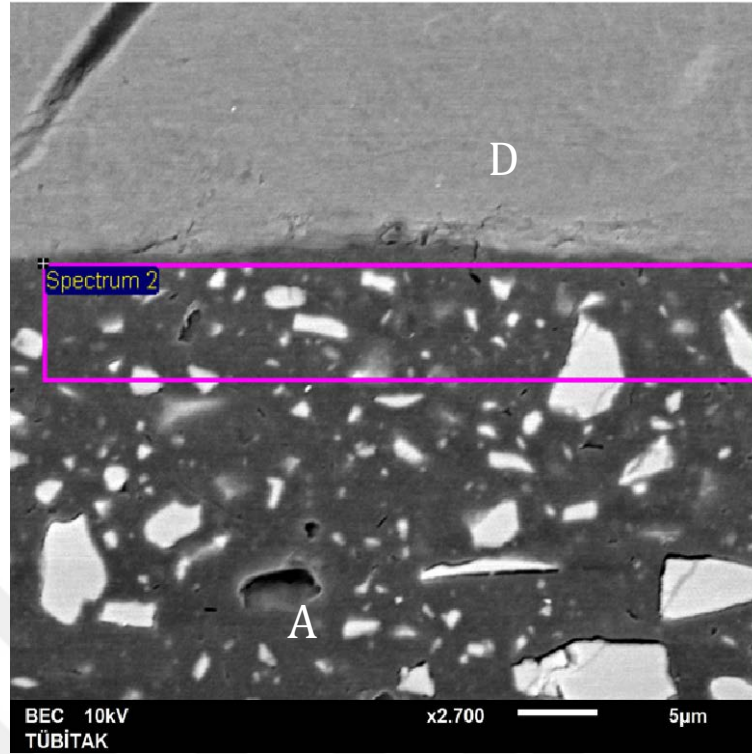


Resim 33. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X700). A: Adeziv, D: Dentin, K: Kompozit.

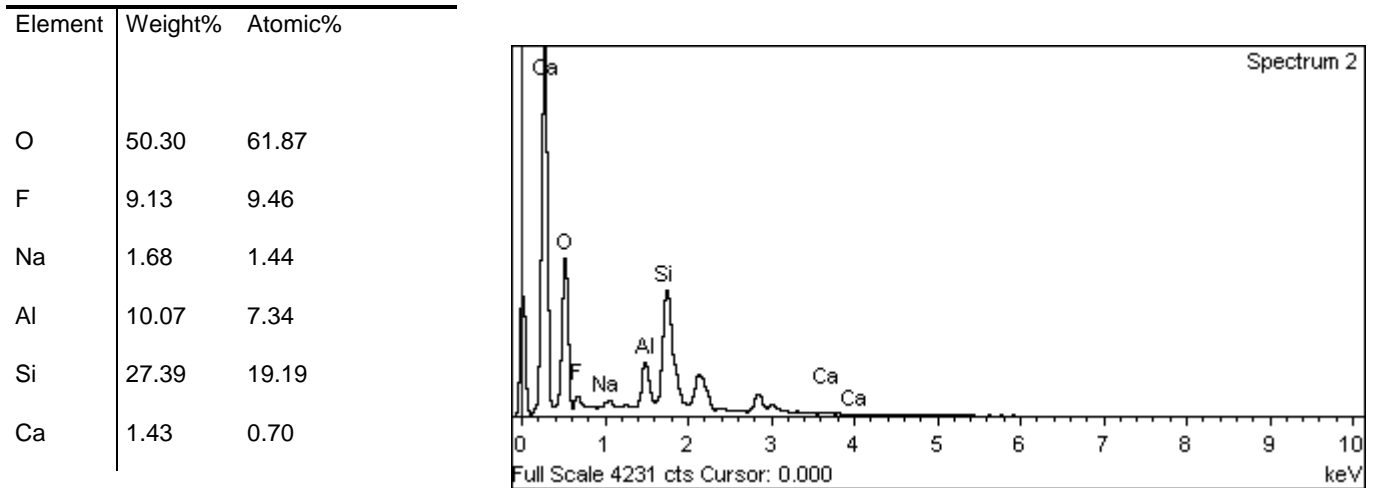
Element	Weight%	Atomic%
O	47.63	67.05
Na	0.62	0.61
Mg	0.81	0.75
P	17.94	13.04
Ca	33.00	18.54
Totals	100.00	



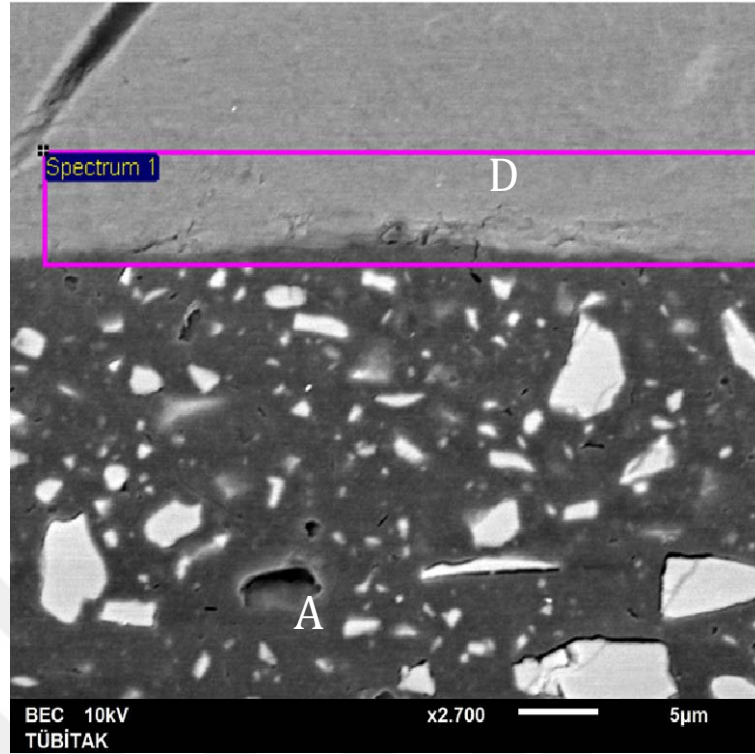
Grafik 14. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Dentin dokusu içinde F element olarak izlenememektedir.



Resim 34. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2700). A: Adeziv, D: Dentin.

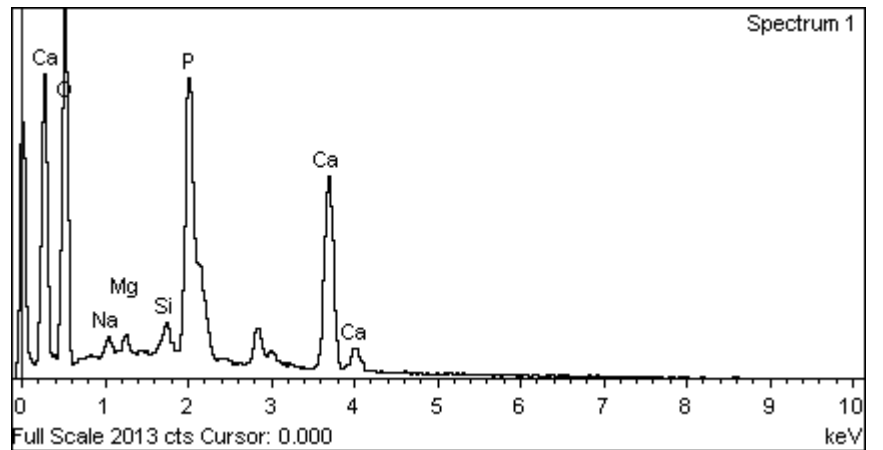


Grafik 15. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Adeziv içinde F element olarak izlenmektedir (9,13% wt).

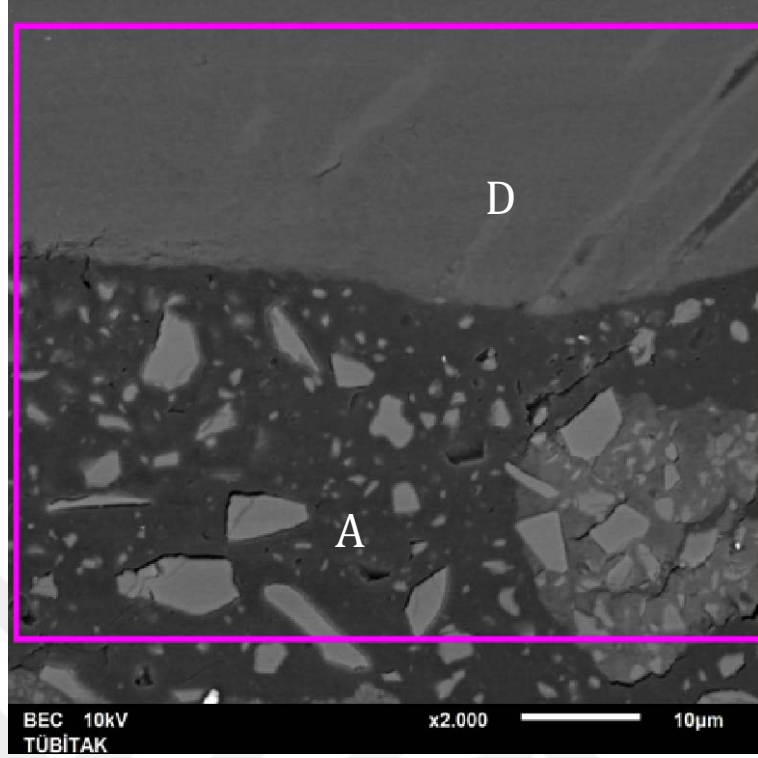


Resim 35. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X2700). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	45.08	64.61
Na	0.74	0.74
Mg	0.85	0.80
Si	1.34	1.09
P	17.90	13.25
Ca	34.08	19.50
Totals	100.00	

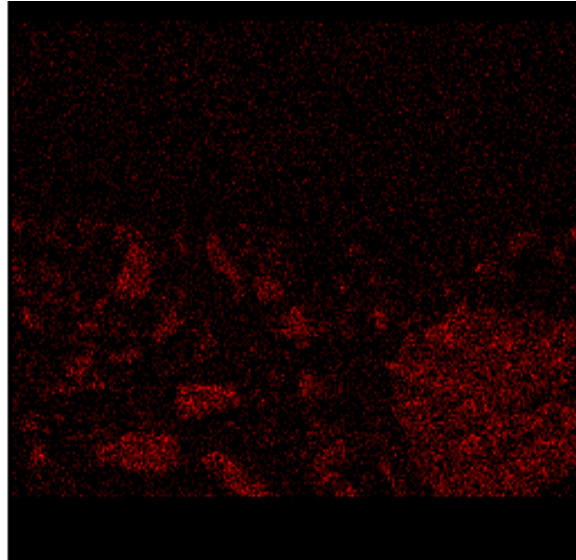


Grafik 16. FL Bond II – Dentin arayüzünde F analizi. Dentin dokusunda F element olarak izlenememektedir.



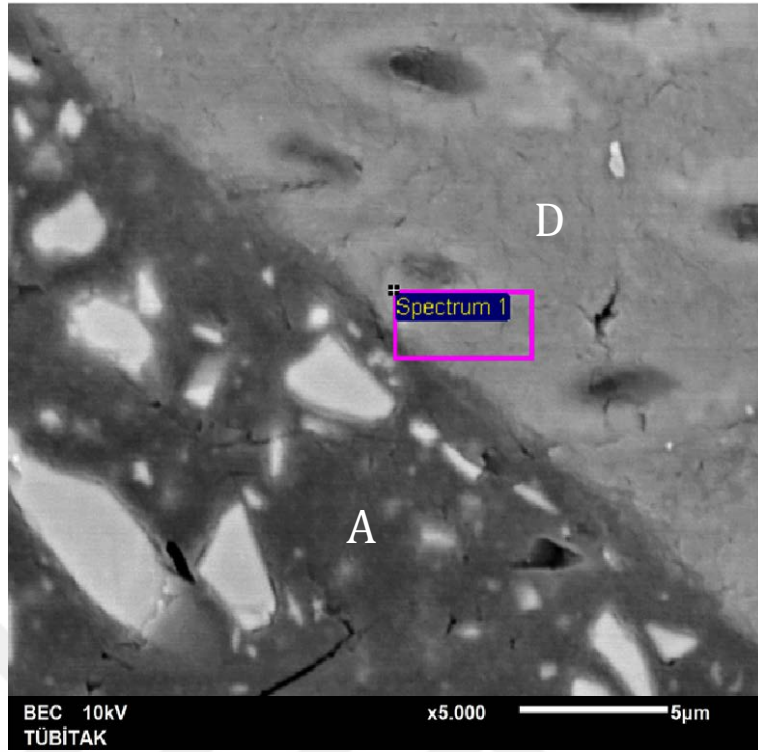
Resim 36. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü. Dentin – FL Bond II arayüzünde F haritalandırılması (mapping). A: Adeziv, D: Dentin.

(A) Adeziv – Dentin arayüzü (X2000).



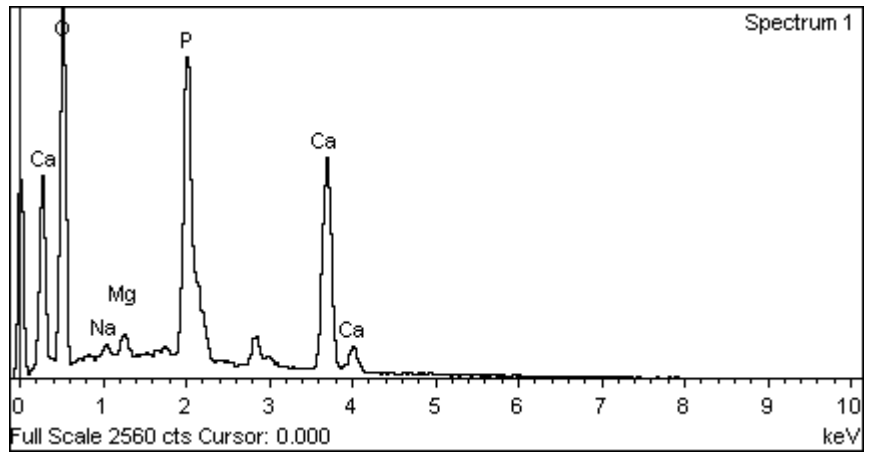
F Ka1_2

(B) F haritalandırılmasında, F dağılımı görünümü. F taşıyan bölgeler yoğun kırmızı renkte izlenmektedir.

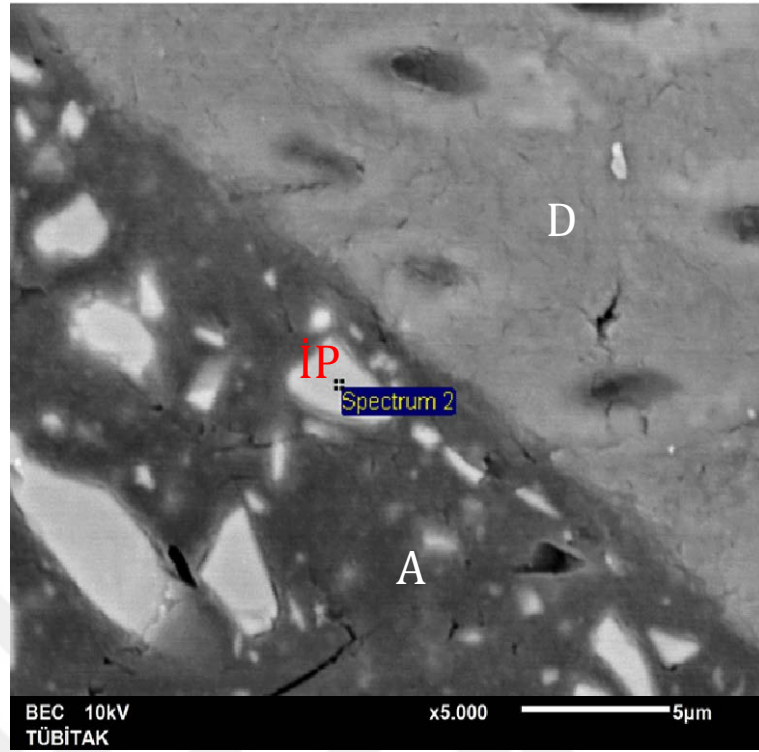


Resim 37. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X5000). A: Adeziv, D: Dentin.

Element	Weight%	Atomic%
O	44.40	64.15
Na	0.56	0.57
Mg	0.94	0.89
P	18.86	14.08
Ca	35.24	20.32
Totals	100.00	

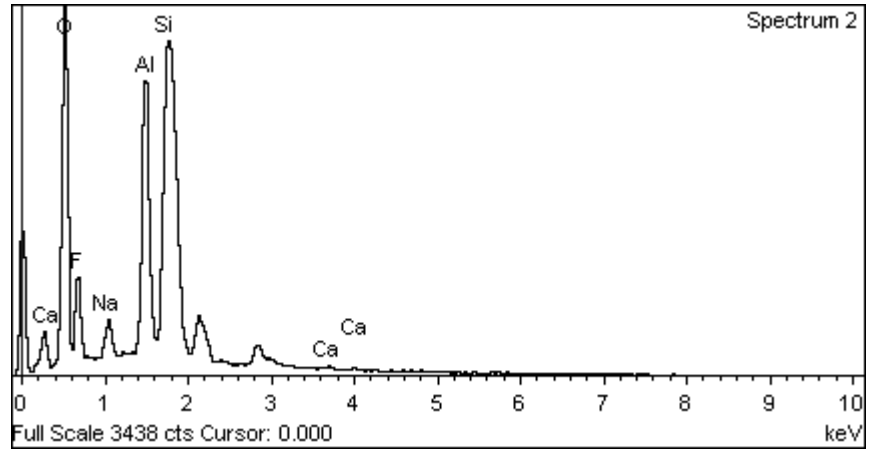


Grafik 17. FL Bond II – Dentin arayüzünde adezive çok yakın bölgede dentin dokusuna F elementi geçişi izlenememektedir.



Resim 38. FL Bond II – Dentin dokusu arayüz görünümü (X5000). A: Adeziv, D: Dentin, İP: İnorganik partikül.

Element	Weight%	Atomic%
O	40.02	50.21
F	17.55	18.54
Na	3.07	2.68
Al	21.76	16.18
Si	16.71	11.94
Ca	0.89	0.45
Totals	100.00	



Grafik 18. FL Bond II – Dentin arayüzünde adeziv içerisindeki partikülde F element olarak izlenebilmektedir (17.55%wt).

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada, geleneksel yöntem ile hazırlanan 5. sınıf kavitelere iki farklı yapıda florür içeren ve içermeyen adeziv sistemleri kullanılmış, kompozit materyali uygulanması ve 1000 döngü termosiklus sonrası dentine mikrotensil bağlanma dayanımları ve mikrosızıntı skorları değerlendirilmiş, adeziv-dentin yüzeyi arasındaki florür geçişinin EDS analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Toplam 51 adet daimi küçük azı dişi arasından mikrotensil bağlanma dayanımı çalışması için rastgele seçilen 30 adet küçük azı dişinin bukkal yüzeylerine geleneksel yöntemle 5. sınıf kavitelere hazırlanmış, 3 farklı self-etch adeziv sistem ve kompozit materyali ile restore edilmiştir.

Dental restorasyonların etkinlikleri yapılan *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalar ile test edilmektedir. Restoratif materyal ve diş sert dokuları arasındaki bağlanmanın değerlendirilmesinde bağlanma dayanımı testleri tercih edilmektedir (202). Bağlanma dayanımı testlerinde sonuçları etkileyen birden çok faktör vardır. Yapılan geniş çaplı meta-analiz çalışmasında (172), dentin-adeziv testleri sonucunu etkileyen faktörlerin; kullanılan dentinin derinliği, test cihazının hızı, örneklerin hazırlandıktan sonra bekletilme süreleri, dişlerin maksimum bekletilme süreleri, bağlanma yüzeyi, dişlerin ve hazırlanan örneklerin saklandığı sıcaklık ve kullanılan restoratif materyalin sertliği olduğu bildirilmiştir.

Sano ve ark.'ları 1994 yılında mineralize ve demineralize dentin dokusunun elastik modülüsünü ve esas bağlanma değerlerini ölçmek üzere mikrotensil bağlanma dayanımı testini geliştirmişlerdir (203). Mikrotensil bağlanma dayanımı test yöntemi ile geleneksel (makro) çekme ve gerilim testlerinin kullanılmadığı durumların üstesinden gelinmiştir. Örneklerin değerlendirilen arayüz alanı ($\sim 1\text{mm}^2$) küçük olduğu için, mikrotensil bağlanma

testleri ile makro testlere göre daha yüksek sonuçlar elde edilebilmektedir (11, 204). Mikrotensil bağlanma dayanımı testlerinde kullanılan örnekler farklı şekillerde hazırlanabilir. Sano (1994) tarafından öne sürülen ilk örnek dizaynı 'kum saati' şeklindedir. Daha sonra farklı şekillerde örnekler de hazırlanmıştır. Bunlar; kum saati, dikdörtgen (slab), çubuk (kare) ve dambıl formundadır. Örneklerin geometrik formları test esnasında oluşan streslere karşı hassastır. Eğer oluşan stresler tamamen engellenemiyor ise minimuma indirilmelidir (11).

Stres konsantrasyonu, hazırlanan örneklerin şekillerine göre (kum saati, çubuk, dambıl) fark gösterir (184). Kum saati şeklindeki örnekler; çubuk ve dambıl şeklindeki örneklere göre adeziv arayüzünde oluşan en düşük streslerde başarısızlığa uğrar (183, 205). Örneklerin hazırlanmasında, çubukların şeklini (kum saati, dambıl) yapmak için kullanılan aygıtların yüksek oranda test öncesi başarısızlığa neden oldukları bildirilmiş ve bazı laboratuvarlar çubuk şeklindeki (prepare edilmeyen) tekniği önermişlerdir (9, 193). Çubuk şeklindeki örneklerin hazırlanması kolay olup, dambıl şeklindeki örneklere yakın stres konsantrasyonu, kırılma yüzeyi ve bağlanma dayanımı değerleri gösterirler. Buna karşın, kum saati şeklindeki örneklerde, çubuk ve dambıl şeklindeki örneklere göre farklı sonuçlar elde edildiği ve test öncesi hazırlık esnasında örneklerin kaybının söz konusu olduğu belirtilmiştir (205, 206).

Yapılan bir çalışmada (2004), frez ile kum saati şekli verilen örnek çubuklarında, hazırlık yapılmayan örnek çubuklarına göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Bu sonucun, örneklerin frez ile hazırlanması esnasında arayüzde oluşan ekstra strese bağlı olduğu ve bunun adeziv bağlanmayı zayıflattığı düşünülmüştür (183). Bu sebeplerden dolayı yaptığımız çalışmada, mikrotensil bağlanma dayanımı testi için örnekler, çubuk şeklinde hazırlanarak değerlendirilmiştir.

Adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirildiği bağlanma dayanımı testlerinde çekilmiş insan dişlerinin yanısıra sığır dişleri de kullanılmıştır. Sığır dişleri ile yapılan bazı çalışmalarda bağlanma dayanımı değerlerinin insan dişi dentin dokusu değerlerine yakın çıkmasına rağmen (207, 208), bazı çalışmalarda sığır ve insan dişi dentin dokusu arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir (209).

Dutra-Correa ve ark.'ları (2007) yaptıkları bir çalışmada, dekalsifiye olmuş sığır dişi örneklerinin yüzeyel dentinindeki kanal çaplarının derin dentindeki kanal çaplarından daha geniş olduğunu belirtmişlerdir (210). İnsan dişlerinde ise, kanal çaplarının mine-dentin sınırından pulpa yönüne doğru genişliklerinin arttığı bilinmektedir (211).

Tagami ve ark.'ları (1989) yaptıkları çalışmada sığır dişlerinin kuronal dentininin insan dişlerine oranla 6 ila 8 kat daha az geçirgen olduğunu belirtmişlerdir (212).

Restoratif sistemlerin *in-vitro* değerlendirilmelerinde, dentin-pulpa kompleksinde görülen fizyolojik farklılıkların dışında, dentin kanal çaplarının genişlemesi de test sonuçlarını etkilediği düşünölmüştür (213, 214). Bunların sonucunda çalışmamızda çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Termosiklus; çekilmiş ve restore edilmiş dişlere ağız ortamına benzer ısı değişimleri uygulanmasıdır. Termosiklus günümüzde *in-vitro* mikrosızıntı çalışmalarında, *in-vivo* ortama benzer şartlar sağlayabilmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak *in-vitro* testler ağız içi ısı değişimleri, oklüzal kuvvetler, farklı pH'daki tükürük, tamponlama kapasitesi, akış hızı, streptokokus mutans ve laktobasil benzeri bakterilerin ürettikleri asit gibi tüm klinik faktörleri taklit edemediği için termosiklus tekniği klinik koşulları tamamen

karşılayamamaktadır.

Bazı araştırmacılar, termosiklus yönteminde kullanılan soğuk ve sıcak ısı değerlerinin hastalar tarafından tolere edilemeyeceğini belirtmiş ve termosiklus metodunun geçerliliğini ve klinik önemini sorgulamışlardır. Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) hızlandırılmış yaşlandırma testlerinde önerilen termosiklus sıcaklık değerlerinin 5-55 °C aralığında olmasını önermiştir (215).

Termosiklus yöntemi ile birlikte yapılan mikrosızıntı çalışmalarına etkisi olduğu düşünölen parametreler; kullanılan ısı aralığı, siklus döngü sayısı ve uygulama süresi, restore edilmiş dişlerin termosiklus çalışması öncesinde bekletilme süresi ve mekanik yük etkisidir. Termosiklus çalışmalarında kullanılan döngü sayısı, 50 ile 30,000 arasında değişmektedir. ISO su içerisinde minimum 500 döngüyü önermektedir (215).

Gale ve Darwell (1999), birgün içerisinde döngü sayısının 20 ile 50 arasında olduğu gerçeğini göz önüne alarak 10.000 döngünün 1 yıla denk geldiğini belirtmişlerdir (117).

Termosiklus uygulaması öncesinde restore edilmiş dişlerin bekleme süresi de mikrosızıntı çalışmalarının sonuçlarını etkileyebilecek bir diğer değişkendir. ISO; bağlanma dayanımı testleri için dişlerin saklama sıvısının distile su veya 0.5% kloramin trihidrat olması gerektiğini ve bekleme süresinin en fazla bir hafta olmasını daha sonra 4-5 °C distile su ile değiştirilmesinin gerektiğini önermektedir. Preparasyon esnasında sıcaklığın (23 ± 2) °C olması, daha sonra termosiklus öncesinde 24 saat (37 ± 2) °C sıcaklıkta bekletilmesi

gerektiği bildirilmiştir (215). Çalışmamızda kullanılan çekilmiş dişler, preparasyon öncesinde distile suda bekletilmişlerdir.

Bazı restorasyonların bitiminden hemen sonra termosiklus uygulanmış, bazı çalışmalarda ise restorasyonların bitiminden sonra dişler farklı zeltelerde farklı srelerde bekletilmiştir. Crim ve Garcia-Godoy (1987), restore edilmiş dişlerin bekletilmeden termosiklus uygulaması ve 24 saat bekletildikten sonra termosiklus uygulamasının boya penetrasyon testlerinde anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir (126). Bununla birlikte, restorasyonu takiben termosiklus uygulamasında örneklerde daha fazla boya penetrasyonu olduğu görülmüştür. Hazırlanan örneklerin 24 saat boyunca suda bekletilmesi rezin materyalin su emmesine ve genişleyerek kenar aralıklarının azalmasına, sızdırmazlığın artmasına ve boya penetrasyonunun azalmasına neden olabilmektedir. Buna karşılık, restorasyonun hazırlandıktan hemen sonra suda bekletilmeden termosiklus cihazına konulması bu olayın oluşmasına izin vermemektedir (126, 216). Bizim alışmamızda restore edilen dişler termosiklus uygulamasından önce 24 saat distile suda bekletilmişlerdir.

Çalışmalarda örneklerin sıcak ve soğuk suda bekletilme sürelerinin 10 sn ile 240 sn arasında değiştiği belirtilmiştir (216). Causton ve ark.'ları (1984) yaptıkları çalışmada, bekletilme süresinin kısa olduğu termalsiklus uygulamalarının klinik olarak daha gerçekci sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir (217) Bekletilme süresinin uzun tutulduğu örneklerde oluşacak termal streslerin mikrosızıntı oluşumunu hızlandırabileceğini ne sürmüşlerdir.

Crim ve ark.'ları (1985) yaptıkları çalışmada, kullanılan zeltide örneklerin bekletilme süresinin kompozit restorasyonların mikrosızıntı değerlendirmesinde kullanılan boya veya ajanların penetrasyonundan bağımsız olduğunu bildirmişlerdir (218).

De Munck ve ark.'larının (2003) yılında yaptıkları bir çalışmada, termosiklus döngü sayısı artması ile bağlanma dayanım değerlerinin düştüğü belirtilmiştir (219). Termosiklus uygulamasının kullanılması ile bu yöntemin restorasyonların performansı ve ömrü üzerinde bazı etkilere sahip olduğu ve tüm *in-vitro* mikrosızıntı çalışmalarında termosiklus yönteminin kullanılması gerektiği öne sürülmüştür. Ancak, deney koşullarında standardizasyon eksikliği olduğu da bildirilmiştir (220, 221).

Bu çalışmada, bütün örnekler 5°-55 °C arasında 1000 kez termosiklus uygulanmış, örnekler suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakılmıştır.

Dünya Sağlık Örgütü; diş çürüklerini, evrensel ağız hastalıklarından biri olarak kabul ettiğini bildirmiştir (222). Sağlığın teşviki ve çürüğün önlenmesi çabalarına rağmen, özellikle gelişmekte olan ülkelerde insanların büyük çoğunluğunda diş çürüğü görülmektedir. Diş çürüğüne bağlı olarak veya travma ve aşınma gibi nedenler sonucu görülen diş sert doku kayıplarında, kişilerin hayat kalitesini düşüren ağrı ve fonksiyon kaybı gibi problemler görülebilmektedir. Diş sert doku kayıplarının sonucu olarak dişlere restorasyonlar uygulanmaktadır (223).

Restoratif materyal olarak diş dokularına mikromekanik olarak bağlanabilen, daha konservatif diş preparasyonu ve restorasyon tamirinin minimal invaziv strateji ile yapılabilmesini sağlayan diş rengindeki kompozit rezinler önerilmektedir (224). Kompozit rezinlerin uzun dönem dayanıklılığını olumsuz etkileyen en önemli faktör; polimerizasyon büzülmesidir. Kompozit rezinlerin monomerlerinin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır (225).

Kompozit polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmediğinde; polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkileri, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşması ve bağlanmada başarısızlık gibi problemler ortaya çıkmaktadır (226). Polimerizasyon büzülmesi sonucu yapı içinde oluşan stresler en büyük problemlerden biridir. Bu stresler kavite duvarları ile kompozit rezin arasında bağlanma sorunlarına neden olmaktadır (227). Son zamanlarda bu sorunu yenebilmek için üzerinde en fazla çalışılan konu adeziv sistemlerdir. Adeziv sistemlerin, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan streslere karşı koyabilmeleri istenmektedir (227, 228).

Diş dokusuna bağlanma; mine ve dentine asit uygulaması ile mikroporöziteler oluşturulmasına ve rezinlerin oluşturulan mikroporözitelere infiltre olarak polimerize olmasına dayanır. Bu durum, difüzyon mekanizmasına dayanan mikromekanik bağlanmayla sonuçlanır (18). Mikromekanik bağlanma, asit işlemi uygulanmış minede rezin tagların oluşması özelliği ile mineye bağlanmanın esas nedenini oluşturur (229). Mine dokusuna bağlanma, Buonocore'un 1955 yılında %85'lik fosforik asit uygulaması ile dokuda meydana gelen mikroporözitelere akrilik rezinlerin tutunması esasına dayanır (17). Dentin dokusuna temel bağlanma mekanizması ise, hibrit tabakasının oluşturulmasına bağlıdır. Dentin dokusuna efektif bağlanabilmek için adeziv sistemlerin bonding çözeltilerinin içerisine hidrofilik monomerler ve hidrofobik dimetakrilatlar eklenmiştir (230).

Adeziv sistem teknolojisi, piyasaya sürüldüklerinden beri son 50 yıl içerisinde yapılan çalışmalar ile ilerlemiştir (231). Adeziv tabakası, rezin-diş bağlanma etkinliğini ve restorasyonun ömrünü etkiler. Mine ve dentin dokularının farklı yapıda olmalarından dolayı her iki dokuya da eşit etkinlikte bağlanamamaları dental adezivlerin başlıca problemi. Mine dokusuna bağlanmanın başarılı olduğu bilinmektedir. Dentin dokusuna bağlanmanın ise daha karmaşık olduğu ve daha komplike, zaman alan uygulama prosedürleri ile başarılılabileceği bildirilmiştir (231). Dentin dokusunun sıvı içeren kanallı yapısı

(ağırlıkça %70 inorganik, %20 organik, %10 su) dentini hidrofilik özellikte yapar. Hidrofobik yapıdaki rezinlerin hidrofilik-organik dentin dokusuna başarılı ve uzun ömürlü bağlanmasının sağlanmasının zor olduğu ve adeziv dişhekimliğinin asıl hedefinin bu problemi çözmek olduğu bildirilmiştir (18, 232). Materyal bilimindeki gelişmeler, diş yapısı ve kompozisyonun derinlemesine bilinmesi ile rezin adezivlerin içerikleri ve uygulama tekniklerine modifikasyonlar getirmiştir. Yapılan çalışmalar ile *wet-bonding* (*ıslak bağlanma*) tekniği ile uygulanan 3 basamaklı total-etch adeziv sistemler altın standart olarak kabul edilmiştir.

Günümüzde adeziv sistem teknolojisi tek şişe sistemlere (all-in-one) doğru yönelmiştir. All-in-one adezivler kullanım kolaylığı açısından 3 basamaklı *wet-bonding* sistemlere karşı önemli bir gelişmedir. Adeziv sistemlerin kullanım basamakları azaltılarak uygulama süresi ve teknik duyarlılık azaltılmıştır (233, 234).

Son yıllarda piyasaya sürülen bu adeziv sistemlerin, hidrolitik bozunmayı önlemek için hidrofilik özelliklerinin artırıldığı bildirilmiştir (235). Resin adezivlere eklenen hidrofilik monomerlerin, demineralize dentin dokusuna adezivlerin penetrasyonunu arttırmak için eklendiği belirtilmiştir. Yüksek miktarda hidrofilik asidik monomerler genellikle tek basamaklı self-etch adezivlere, diş dokusunu asitleyebilme ve kimyasal bağlanabilme etkinliğini sağlamak üzere eklenmiştir (236).

Bu teknik ile elde edilen örneklerin anında değerlendirilmesi ile elde edilen rezin-dentin bağlanma dayanım değerleri tatmin edicidir. Ancak, zaman geçtikçe hem *in-vitro* (164, 186, 202) hemde *in-vivo* (237, 238) bağlanma dayanım değerlerinde azalma görüldüğü bildirilmiştir. Bağlanma dayanımı değerlerindeki azalmanın, rezin polimer matriksin hidrolizasyona uğraması ve demineralize kollajenin bozunması ile olabileceği bildirilmiştir (239).

Çalışmamızın sonuçlarına göre; grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmaktadır ($p < 0.01$). FL Bond II grubunun mikrotensil bağlanma dayanımı, Clearfil SE Bond ($p < 0.01$) ve Adhese One F ($p < 0.01$) gruplarından anlamlı şekilde düşük saptanmıştır. Clearfil SE Bond ve Adhese One F gruplarının bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Clearfil SE Bond florür içermeyen 2 basamaklı self-etch bir adeziv sistemdir. Bu sistemler, BIS-GMA içerisine polimerize olabilen fosfatların ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (240). Primeri su bazlıdır. İçerisinde dimetakrilat monomer mikrodoldurucular (silanlanmış koloidal silika) bulunmaktadır. Clearfil SE Bond primeri ayrıca MDP (10-metakriloksesil dihidrojen fosfat) içermektedir. MDP; diş dokusundaki hidroksiapatit kristallerine oldukça yüksek kimyasal bağlanma performansı gösteren bir fonksiyonel monomerdur ve adezivin performansını arttırmaktadır (241). MDP, asidik dekalsifikasyon oluşturmak ve diş yapılarının kalsiyum iyonlarını ya da amino grubunu bağlamak için bir hidrofilik fosfat grubu, hidrofobik dengesini korumak için de hidrofobik akril grubu ve polimerizasyon için bir çift bağlanma ucu içermektedir.

10-MDP, hidroksiapatitin içerisindeki kalsiyum tuzunun düşük çözünürlüğünden dolayı stabil bir şekilde HAp'a bağlanır (54). 10-MDP, mine ve dentin dokusunu asitlerken kalsiyum iyonları çözülür ve stabil 10-MDP-Kalsiyum tuzları oluşur (242). Primerin asidik etkisi, MDP'nin su ile oluşturduğu etkileşim ile meydana gelmektedir pH'sı 2 olan primer, smear tabakasını çözebilen ve diş dokusuna penetre olabilen asidik fosfat monomer içerir. Bu yapı, fosforik asit ile asitleme gerekliliğini de ortadan kaldırır. Bunun haricinde primer içerisinde HEMA bulunmaktadır (241). 10-MDP içeren adeziv sistemlerin laboratuvar ve klinik çalışmalarında yüksek bağlanma değerleri gösterdiği bilinmektedir (187).

Self-etch adeziv sistemlerin içinde bulunan asidik fonksiyonel monomerler, dentin/mine dokusunda demineralizasyon derinliği kadar (200 nm-2 µm) monomer penetrasyonu olması ile başlangıç (ilk) ve uzun dönemde bağlama etkinliğini arttıırırlar (39, 231, 243). Yapılan çalışmalarda, bu sistemler ile dentin dokusuna bağlanmada yüksek değerlerin elde edildiği belirtilmiştir (54, 244, 245).

Bizim çalışmamızda da Clearfil SE Bond ile restore edilen grupta en yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.

All-in-one adeziv sistemler; genellikle doldurucu partiküller, fonksiyonel monomerler, çözücüler, su ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır (246, 247, 248). Adeziv içerisindeki hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımı rezin ve dentin arasındaki etkileşimin başarılı olması için gereklidir. Monomer infiltrasyonundan sonra hava uygulanması ile çözücüler ortamdaki uzaklaştırılmalıdır. Yüzeiden çözücülerin uzaklaştırılması yetersiz olursa; su emilimi artar ve zaman içerisinde adeziv bozunur (249, 250). Ancak adezivin çok incelmeye neden olacak şekilde aşırı hava uygulaması ince bir oksijen-inhibisyon tabakası olmasına ve yapının polimerize olmamasına neden olabilir.

Aşırı hava uygulamasının adezivin bağlanma dayanımı değerlerini düşüreceği bildirilmiştir (251). Bu adeziv sistemlerde, adezivin yüzeye aynı ve uygun kalınlıkta yayılmasını sağlamak üzere hava ile inceltme uygulaması önerilmektedir. Sıklıkla kullanılan metakrilat monomerler; hidrolize olan ester bağları içermesi ve sulandırılmış ortamda çözünmesi nedeni ile asidik veya alkali ortamda dayanıklı değildirler. Bu adezivler asidik monomerin ayrışması ve reaksiyon ürünlerinin çözünmesi için ağırlıkça 20-40% su içermektedirler (52).

Bununla birlikte, sulandırılmış asidin metakrilat ester bağlarını ayrıştırarak (252, 253, 254), MDP, 4-META veya TEG-DMA gibi monomere indirgediği bilinmektedir (243, 253). HEMA, hidrolize yatkın olan birleşikler oluşturduğu için asidik solüsyonda stabil bir yapı sergilememektedir (255). HEMA, asidik ortamda metakrilik asit ve etilen glikozile hidrolize olmaktadır. Asidik metakrilatlardan MDP veya 4-META'nın hidrolizi araştırılmış (256, 257), 4-META'nın organik çözücü içeriğine bağlı ester ayrışması ve başka reaksiyonlar sonucunda hızlı bir şekilde 4-MET'e hidrolize olduğu bildirilmiştir (258).

Kompozit restorasyonların performansları, bonding sistemlerinin zaman içerisinde hidrolitik bozunması ile değişim göstermektedir (259). Monomer bozunması, başlangıç bağlanma dayanımı değerlerini azaltarak, adeziv-dentin arayüzünde morfolojik değişikliklere ve faz ayrılmasına sebep olarak dental adezivlerin performansını etkilemektedir (258, 260, 261). Firmalar bu problemi önlemek için 2 farklı yöntem kullanmaktadır; bunlardan biri; primerin içerisindeki asidik monomer ve suyun kullanılmadan önce karıştırılması, diğeri ise; hidrolizi ertelemek için ürünü buzdolabında saklamaktır. Kullanılan bu yöntemler ile hidrolitik dayanıklılık problemi kısmen çözülmektedir.

Bununla birlikte, son yıllarda self-etch adezivlerde monomer hidrolizini önlemek için ester parçalarını içermeyen akrilamid türevleri gibi monomerlerin kullanılması önerilmiştir. AdheSE One F içerisinde akrilamid türevi monomerler bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda, AdheSE One sistemlerinin aseton içermediği ve böylelikle çözücü-monomer faz ayrımının önlendiği belirtilmiştir (262). Bu şekilde all-in-one adeziv sistemlerde karşılaşılan bu problem önlenerek yüksek bağlanma değerleri elde edilmeye çalışılmıştır.

AdheSE One F yüksek asiditeye (pH:1.5) sahip bir adezivdir. AdheSE One F formülünde kullanılan çözücü, su ve alkol karışımıdır. İçerisindeki akrilamido alkilsülfonik asidin fosforik ester grupları diş dokusuna kimyasal bağlanabilmektedir. Buna ek olarak AdheSE One F, polimer ağ oluşumuna neden olan bifonksiyonel akrilik amidler de içermektedir. Adeziv içerisinde bulunan yapıların hidrolitik stabiliteyi sağlaması bağlanmanın uzun dönem korunmasına neden olacaktır (262). Bunların yanında, yapısında yüksek oranda dağılmış silikondioksit bulunmaktadır. Silika partiküllerinin mekanik gücü arttırdığı belirtilmiştir (263).

Yaptığımız çalışmada, Adhese One F'in yapısında bulunan bu özelliklerinden dolayı bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek olduğu düşünülmektedir. Ayrıca yapısında bulunan ve mekanik gücün artmasını sağlayan silika partikülleri ve düşük pH değeri de bağlanma dayanımının yüksek çıkmasında etkili olabilir.

AdheSE One F sodyum florür yerine potasyum florür doldurucular içermektedir. Potasyumun (58.0967 g/mol) sodyuma (41.89 g/mol) göre daha yüksek molekül ağırlığına sahip olduğu bilinmektedir. Sodyum florür kullanılan adezivler ile yapılan bağlanma dayanım değerleri yüksekliğinin, sodyum florür doldurucularının daha kolay çözüldüğü ve florür iyonlarının hibrit tabakasına daha kolay yayılmasından kaynaklandığı düşünülmüştür (264). Bu yüzden daha yüksek molekül ağırlığına sahip doldurucu içeren adeziv sistemlerde, molekül ağırlığının artması sebebi ile florür salınımının azaldığı ve test süresi boyunca bağlanma dayanımında stabilitenin sağlanamayacağı belirtilmiştir (265).

Salz ve Bock (2010) yaptıkları çalışmada, metakrilamit yapıda olan AdheSE One F ve Xenov ile metakrilat yapıda olan Clearfil S3 Bond, G-Bond, Hybrid Bond, iBond, Optibond All in One tek şişe adeziv sistemlerinin hızlandırılmış yaşlandırma tekniği ile mine ve dentin dokusuna bağlanma

performanslarını karşılaştırmışlardır (262). Bu çalışmanın sonucunda, metakrilat yapıdaki adezivlerde bulunan HEMA'nın hızlı bir çözünme meydana getirdiği ve bağlanma değerlerinde düşüşe sebep olduğu bildirilmiştir (255, 258). Buna karşılık, çalışmadaki en yüksek bağlanma dayanım değerleri HEMA içermeyen adezivlerden AdheSE One F ile elde edilmiştir.

Bizim yaptığımız çalışmaya göre, AdheSE One F ve Clearfil SE Bond ile yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.

El-Deeb ve ark.'larının (2013) yaptıkları çalışmada, Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, AdheSE One ve AdheSE One F ile yapay tükürükte yaşlandırma uygulanmış ve pulpa içi basınç simülasyonunda bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, 24 saat ve 6 aylık değerlendirmeler sonucunda, bizim çalışmamızdan farklı olarak iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerinin tek basamaklı sistemlerden daha yüksek olduğunu bildirilmiştir. (244, 265).

Bizim çalışmamızla olan bu farkın sebebinin, bu çalışmada pulpa içi basınç simülasyonunun uygulanması sonucu dentinin sürekli nemli bırakılmış olması düşünülebilir. Clearfil SE Bond primeri, MDP fonksiyonel monomeri içermektedir. Primerin asidik etkisinin, MDP'nin su ile oluşturduğu etkileşim ile meydana geldiği düşünülürse, Clearfil SE Bond'un bağlanma performansının nemli ortamdaki etkilenmemesi beklenen bir sonuçtur.

FL-Bond II, florür içeren 2 basamaklı self-etch adeziv sistemdir. Yapısında florür içeren S-PRG doldurucular bulunur (266). Bu doldurucu partiküller pre-reaktif cam iyonomer (PRG) teknolojisi ile üretilmişlerdir. Bu teknoloji ile, cam partiküllerde asit-reaktif florür ve suyun varlığında poliasit reaksiyonu sonucunda cam iyonomer faz oluşur ve oluşan ürün Giomer olarak sınıflandırılır (4, 86). PRG doldurucuların florür iyonu salınımı ve tekrar florür

yüklemesi yapabileceği bilinmektedir (86, 93). FL Bond II içerisindeki S-PRG doldurucuların bonding tabakasında x-ray opaklığına sahip olduğu böylece radyografilerde bonding tabakası altında sekonder çürük oluşumunun tespit edilmesini kolaylaştırdığı bildirilmiştir (90).

lida ve ark.'larının yaptıkları bir çalışmada (2009), Clearfil SE Bond, FL-Bond ve FL Bond II adeziv sistemlerinin dentin dokusuna bağlanma dayanım değerlerini ve asit-baz reaksiyon bölgelerini incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda, Clearfil SE Bond ile elde edilen mikrotensil bağlanma değerleri FL Bond ve FL Bond II'ye göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (267). Bu çalışma bizim yaptığımız çalışma ile benzer sonuçlar göstermektedir.

FL Bond ile elde edilen bağlanma dayanımı değerleri Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. FL Bond II adeziv sistemin pH değeri 2.4'tür. Düşük pH'lı sistemlerin dokuları asitleyebilme özellikleri yüksek pH'lı sistemlerden daha fazladır. Düşük pH'lı adeziv sistemler dokuları daha fazla asitleyebilmekte ve adeziv sistemlerin bağlanma dayanımına olumlu etkisi olduğu düşünülmektedir. FL Bond II, kullanılan diğer adeziv sistemlerine göre daha yüksek pH değerine sahiptir. Kimyasal yapısı dışında, pH değerleri göz önüne alınarak bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında, FL Bond II ile daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde etmek beklenen bir sonuçtur.

Bağlanma dayanımı değerleri dışında, kompozit rezin restorasyonların klinik performansının değerlendirilmesinde bir diğer konu mikrosızıntıdır. Mikrosızıntının minimize edilmesi oldukça önemlidir (268).

Mikrosızıntı; bakteri, molekül ve iyon içeren sıvıların restorasyon ve diş arayüzündeki hareketi olarak tanımlanır (144). Klinikte tespit etmek zor olsa da, mikrosızıntı, dental restorasyonların ömrünü etkileyen başlıca faktörlerden biridir. Restorasyonların kenarlarında renkleşmeye, diş-restorasyon arayüzünde çürük oluşumuna, restore edilen dişte duyarlılığa veya pulpal patoloji oluşumuna neden olabilir. Kavite duvarı ve restorasyon arasında kenar aralığı ve sızıntı oluşmasına neden olan faktörler; ısı değişimi, yetersiz nem kontrolü, polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetleridir. Restoratif materyalin su emmesi gibi higroskopik değişimler ve tabakalama tekniği uygulaması kısmen bu problemleri önleyebilmektedir (269, 270).

Restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntıyı değerlendirmek için *in-vitro* ve *in-vivo* test metodları uygulanmaktadır. *In-vitro* çalışmalarda; boyalar, radyoaktif izotoplar, kimyasal ajanlar, bakteriler, hava basıncına tabi tutularak su ve marjinal perkolasyon, nötron etkinleştirme analizi (NAA), taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve elektriksel iletkenlik yöntemleri kullanılmaktadır.

Bir materyalin termal genleşme katsayısı, mikrosızıntıyı etkileyen faktörlerden biridir. Mikrosızıntı test yönteminde, kullanılan boyanın penetrasyon sonuçlarını etkileyebileceği bildirilmiştir. Heintze ve ark.'ları (2008) kavite sınırları dentinde sonlanan mikrosızıntı testlerinde, bazik fuksin ve gümüş nitrat boyalarının kullanıldığı örneklerin SEM ile nicel kenar analizlerinde benzer sonuçlar elde edilmesine karşın, metilen mavisi ile benzer sonuçlar elde edilmediğini belirtmiştir (271). Ayrıca fuksin penetrasyon değerlerinin 18 haftalık bir süre boyunca nispeten sabit kaldığı görülmüştür (149).

Marjinal bütünlüğün korunmasını üç faktör etkilemektedir. Bunlardan biri, adeziv materyal-dentin arayüzünde streslerin oluşmasına sebep olan kompozitin polimerizasyon büzülmesidir. Bunun sonucunda bondingde kırılmalar ve sızıntı meydana gelebilmektedir (272, 273). İkinci bir faktör ise bağlanan biyolojik dokudur. Mine ve dentindeki bağlanma değerleri birbirlerinden farklıdır (214). Son faktör ise adezivin kendisidir. Adezivin kimyasal yapısı; güçlü, devamlı ve biyolojik uyumlu bir bağlanma için önemlidir (274).

Yapılan bu çalışmada, 3 farklı self-etch adeziv sistem ile restore edilen 5. sınıf kavitelere mikrosızıntı değerleri karşılaştırılmış ve aralarında istatistiksel bir fark bulunmamıştır.

Self-etch sistemlerin primerlerinin pH'ları fosforik asitten daha yüksektir ve asitleme etkisi daha az görülür. Daha düşük pH'lı adeziv sistemlerin yani asiditeleri daha fazla olanların mikrosızıntıya daha az sebep olduğu gösterilmiştir (107).

Clearfil SE Bond'un pH değeri 2, Adhese One F'in ise 1.5 dur. Bu iki adeziv sistem orta asiditede self-etch adeziv sınıfına girmektedir. FL Bond II' nin pH değeri ise 2.4'tür ve zayıf asiditededir. FL Bond II ile daha fazla sızıntı beklenirken, diğer sistemler ile arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark gözlenmemiştir.

Adeziv sistemlerin organik matrikslerinde yeterli miktarda inorganik doldurucu içermemeleri yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük fiziksel özelliklere sahip olmalarına sebep olur. Bu yüzden doldurucu içermeyen veya düşük miktarda doldurucu içeren adezivlerin ağız ortamında, su emme potansiyelleri ve buna bağlı olarak şişmeleri doldurucu içeren ürünlere göre daha fazladır (275, 276).

FL Bond II sistemleri cam iyonomer-rezin kombinasyonu ile oluşan hibrit materyallerin en güncel olanıdır. pH değerinin diğer materyallere göre yüksek olmasına rağmen, mikrosızıntı sonuçlarında diğer materyaller ile arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Kullanılan diğer materyallere göre mikrosızıntının artması beklenirken istatistiksel olarak farklı olmamasının sebebi; yapısında bulunan 2-HEMA'nın su emilimine sebep olarak higroskopik değişim sağlayarak oluşabilecek mikrosızıntıyı kompanse ettiğini düşünmekteyiz.

Orta asiditedeki self-etch adezivlerin total-etch sistemlere göre daha ince hibrid tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (54). Daha az dentin demineralizasyonu oluştuğundan, smear tabakası dentin tübül girişlerini tıkar, rezin kısmi olarak infiltre olur ve daha az rezin tagları meydana gelir. Ancak, Clearfil SE Bond içindeki 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat (10-MDP) fonksiyonel monomerinin iki hidroksil grubu vardır ve kalsiyuma bağlanır. 10-MDP fonksiyonel monomeri, diğer monomerlerin demineralize dentine penetrasyonu ve polimerizasyonu kolaylaştırarak kısmen daha kalın bir hibrit tabaka oluşmasını sağlar (54). Yoshida ve ark. (2004) çalışmalarında Clearfil SE Bond'un kimyasal yapısının farklılığından dolayı diğer self-etch adezivlere oranla daha az boya penetrasyonuna neden olduğunu bildirmişlerdir (54).

Clearfil SE Bond adeziv sisteminin çalışmadaki diğer adeziv sistemlerinden rakamsal olarak daha az mikrosızıntı göstermesi orta kuvvette self-etch primere sahip olmasının yanı sıra içerdiği monomerlerin karboksil ve fosfat gruplarının rezidüel hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanmasından kaynaklanmış olabileceğini düşündürmektedir.

10-MDP suda hidrolitik dayanıklılık göstermez ve hidroksidesil dihidrojen fosfat ve metakrilata indirgenir (243, 260). Self-etch adeziv sistemlerin yapılarında su bulunması, bu tarz monomer hidrolizinin oluşmasını ve materyallerin klinik performansını etkilemesine sebep olabilir (277).

Kubo ve ark. (1996), self-etch sistemlerinin mine yüzeylerine etki mekanizmasının henüz tam çözümlenemediğini belirtmiştir (278). Ferrari ve ark. (1997) tarafından yapılan bir çalışmada, 5. sınıf restorasyonlarda mükemmel bir sızdırmazlık sağlamak için self etching uygulamalara ilave olarak minenin asitlenmesi önerilmiştir (279). Bu çalışmada, self-etch sistemleri üretici firma talimatlarına uygun olarak kullanıldığı için mineye ilave bir asitleme yapılmamıştır. Oklüzalde, mine ile sonlanan bazı kavitelere sızıntı görülmesinin, primerin zayıf asit içermesi nedeni ile mineye bağlanmanın yetersiz olması sonucunda gerçekleştiği düşünülebilir (198). Self-etch primerlerin kalın smear tabakası oluşturması ve mineyi iyi asitleyememesi meydana gelen orta derecede mikrosızıntıyı açıklayabilmektedir.

Mikro-retansiyona neden olan asit uygulamasının yanısıra mine ve dentindeki kalsiyum ve hidroksiapatit ile kimyasal etkileşime girebilen özel fonksiyonel monomerlerin etkisi belirtilmiştir (54, 280). 10-MDP, 6-MHP, MF8P gibi fosfat monomerlerin, yoğun monomer yapılarının nanotabakalar halinde birikerek bağlanma arayüzünde dayanıklılığı arttırabildiği bildirilmiştir (281, 282).

Diş ve restorasyon arayüzündeki sızıntının engellenmesi restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına adapte olabilmeli ve iyi bir yalıtım sağlamalıdır (144). Yetersiz yalıtım sonucunda meydana gelen kenar aralığı; plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya sebep olur ve bunun sonucunda kenar renkleşmesi, post-operatif duyarlılık,

sekonder çürükler, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlar görülebilir (283, 284).

Günümüzde direkt restorasyonlarda adeziv sistemler ile rezin kompozitlerin birlikte kullanımı yaygındır. Ancak, adeziv sistemler ile mikrosızıntı ve kenar boşluklarının önlenmesi tam olarak giderilememekte ve bu durum sonucunda, restorasyonların klinik başarısı etkilenmektedir (2, 3). Restorasyonların yenilenmesinin veya tekrarlanmasının ana nedenlerden biri; restorasyonların arayüzünde mikroaralıkların oluşması ve bu aralıklardan sıvı ve bakterilerin geçerek sekonder çürüklerin oluşmasıdır (285, 286). Çeşitli çalışmalar diş dokusuna adeziv sistemler ile bağlanmada, bağlanma arayüzünde istikrarsızlıkların olabileceğini göstermiştir (2, 3, 219, 287). Diş dokusunda, rezin-dentin arayüzünde veya her ikisinde birden bozunma meydana gelebileceği bilinmektedir (118, 219). Bu yüzden, bakteri ve ağız-dentin sıvılarından korunan yüksek kaliteli hibrit tabakası oluşturulması dayanıklı ve sağlam bağlanma için önemli bir faktördür (2, 3). Bu amaçla, bakteri gelişimini önleyici dental materyallerin üretilmesine yönelik çalışmalar yapılmıştır (5, 288).

Florür içeren adeziv sistemler; mine çatlaklarından veya diş-restorasyon arayüzünde meydana gelen mikrosızıntıdan kaynaklanan sekonder çürük oluşumunu önlemek için önerilmiştir (4, 5). Restoratif materyallere fluorürün eklenmesinin sekonder çürük oluşumunu önlediği yada azalttığı bilinmektedir (60). Araştırmacılar, florür serbestleyen restoratif materyallerin karyostatik ve antibakteriyel etkilerinin olduğunu bildirmişlerdir (61, 62). Florür içeren materyallerden serbestlenen florür iyonlarının dentine nüfuz ederek dentin dokusunun mineralizasyonunu hızlandırdığı gösterilmiştir (63, 64). Florür serbestleyen restoratif materyaller çürük oluşumunu önlemek için kullanılmaktadır ve bu nedenle florür içeren adeziv sistemler üretilmiştir (65, 289). Florür içeren adeziv sistemlerin, diş dokularına etkin bağlanma, mikrosızıntıyı azaltma ve florür serbestleme özelliklerinden dolayı çürük

oluşumunu önlemede başarılı olabileceğine dair görüşler ve çalışmalar vardır (48, 91, 290).

Carvalho ve ark.'ları (2005) yaptıkları çalışmalarında, bazı self-etch adeziv sistemler ile oluşturulan hibrit tabakasının altında kısmen demineralize olmuş ve rezin ile doldurulmayan bölgelerin olduğunu bildirmişlerdir (48). Self-etch uygulaması esnasında asidik monomerlerin dentini asitleme özelliklerini kaybettikleri ve kısmen demineralizasyon sebebinin bu olabileceği ve bir miktar çözünmüş kalsiyum ve fosfat iyonlarının boş alanları doldurabileceği düşünülebilir. Florür içeren adeziv sistemler ile bu alanlara florürün serbestleneceği ve florür ile diğer ürünlerin reaksiyona girerek dış sert dokularının demineralizasyonunun önlenmesi amaçlanmıştır.

Enerji dağılımı spektrometresi (EDS), SEM ile birlikte kullanılan kimyasal mikroanaliz tekniğidir. EDS analizi, örneklerin element içeriğini elektron ışın bombardımanı sırasında numuneden yayılan x-ışınları ile tespit eder. Analiz edilen örneklerin büyüklüğü 1 µm boyutunda veya daha küçük olabilir (199). Nokta analizi, çizgi analizi ve X-ışını haritalaması ile Berilyum - Uranyum arasındaki tüm elementler analiz edilebilmektedir. Örneklerin SEM ile incelenmesi sırasında örnek üzerinde istenilen alana gönderilen elektron demeti ile örnek yüzeyine (veya kesitine) enerji transferi sağlanır. Gönderilen bu elektron demeti birincil elektronlar olarak adlandırılır ve örnekten bazı elektronların yerinden oynamasına neden olur. İkincil elektron olarak adlandırılan bu elektronlar bir algılayıcı tarafından toplanır ve sinyale dönüştürülür.

EDS, taramalı elektron mikroskop (SEM) ile beraber kullanıldığında *in-vitro* kantitatif kimyasal element analizi yapmaktadır. Bu analizin esası, farklı enerji seviyelerindeki minerallerin, maruz kaldıkları yüksek voltajlı elektron demetlerini kırıdıktan sonra yansıtmalarına dayanır. Örneklerden yansıyan enerjideki değişim mineral içeriğindeki değişimi yansıtır (200). Bu yöntem örneklerin doğru ve zarar görmeden kimyasal analizine izin vermektedir (201). Her elementi karakteristik X-ışını spektrumlarına göre tanıyarak, onların örnek içindeki oranlarını yüzde olarak belirleyen bir analiz cihazıdır.

Örneklerin EDS incelemesi çalışmasında; FL-Bond II kullanılan örneklerde adeziv tabakada florür (8,18 - 9,13 %wt) tespit edilmiş fakat adeziv altındaki dentin dokusunda florür izlenememiştir. Adezivin içindeki inorganik partikülde (17,55 %wt) florür izlenmiştir. Adezivden komşu dentin dokusuna florür geçişi olmadığı görülmüştür.

AdheSE One F içinde, adeziv sistemin florür içerdiği ileri sürülmektedir (263). Ancak bu çalışmada, hem adeziv tabakada hem de komşu dentin dokusunda florür tespit edilememiştir. EDS değerlendirilmesi yapan cihazın test edilen örnek içerisindeki iyonların %0.5'in altında bulunması halinde cihaz tarafından algılanamadığı testi yapan ilgili merkez tarafından belirtilmiştir (291). AdheSE One F'in içerisinde potasyum florürün (KF) 1'den küçük (%vol.) olduğu belirtilmiştir (292). Bu nedenden ötürü AdheSE One F uygulanan örneklerde adeziv tabakada dahi florür izlenemeyebilir.

Florür içermeyen adeziv sistemlerden Clearfil SE Bond uygulanan örneklerde hem adeziv tabakada hem de komşu dentin dokusunda florür iyonun saptanmaması beklenen bir sonuçtur.

Florür içeren adeziv sistemler ile yapılan çalışmalarda, adeziv sistem içerisindeki florürün mine ve dentin dokusunu sekonder çürüğe karşı daha dirençli hale getirdiği ve dental plak içerisindeki karbonhidrat metabolizmasını engellediği söylenmektedir (288). Florür içeren adeziv sistemlerde, florürün diş dokularının remineralizasyonunu arttırabildiği veya demineralizasyonu engellediği belirtilmektedir (66, 67). Adeziv sistemden serbestlenen florürün bağlanma arayüzündeki olumlu etkileri ile meydana gelebilecek mikrosızıntının azaltılması veya sızıntı olmaması hedeflenmektedir. Bu çalışmada, florür içeren adeziv sistemler ile florür içermeyen adeziv sistem arasında mikrosızıntı testinde istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Yapılan EDS analizinde de florür içeren adeziv sistemlerden komşu dentin dokusuna florür geçişi saptanmamıştır.

Dental materyallerden florür serbestlenme oranı iç ve dış faktörlerden etkilenmektedir. İç faktörler; geçirgenlik, materyal kompozisyonu, uygulanan yüzey işlemleri ve cila işlemleridir. Dış faktörler ise; örneklerin bekletilme solüsyonları, çalışma dizaynı ve florür serbestleme özelliğini değerlendiren analitik metod olarak sayılabilir. Yapılan çalışmalarda, florürlü örneklerin farklı solüsyonlarda bekletilmelerine göre farklı oranlarda florür serbestlendiği belirtilmiştir (293, 294, 295). Bir çalışmada, deiyonize suda bekletilen örneklerin yapay tükürükte bekletilen örneklerden daha fazla miktarda florür salınımı yaptıkları bildirilmiştir (296). Başka bir çalışmada ise, laktik asitte bekletilen örneklerde suda bekletilen örneklerden daha fazla florür salınımı olduğu gösterilmiştir (297). FL Bond II adeziv sistemin florür serbestleme özelliği, belirli bir ortamda doldurucu yüzeylerinin çözünmesine bağlıdır (297, 91). Çalışmamızda örnekler distile suda bekletilmiştir. Ancak inorganik yapıdan bir çözünme bile olsa büyük olasılıkla bu florür iyonları dentine geçmemektedir ve bunun sonucunda dentin dokusunda florür izlenememiş olabilir.

Kullanılan adeziv sistemler arasında mikrosızıntı açısından bir fark bulunmaması ile florür içeren adeziv sistemlerden dentin dokusuna florür geçişi olmaması arasında bir ilişki olduğu düşünölmelidir. Florür içeren adezivlerden serbestlenen florürün adeziv tabakasından komşu dentine geçmesi ve dentin dokusunu güçlendirmesi istenmektedir. Ayrıca, self-etch uygulaması esnasında asidik monomerlerin dentini asitleme özelliklerini kaybettikleri ve kısmen demineralizasyon sebebinin bu olabileceği ve bir miktar çözünmüş kalsiyum ve fosfat iyonlarının boş alanları doldurabileceği düşünölebilir.

Yaptığımız çalışmada florür içeren sistemler ile içermeyen sistem arasında mikrosızıntı testi değerlerinde istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Adeziv sistemler içerisindeki florürün dentin dokusuna geçmemesi ile dentine ve bağlanma arayüzeylerine etkisinin olmadığı ileri sürölebilir. Buna bağılı olarak, kullanılan adeziv sistemler arasında mikrosızıntı test sonuçlarında bir fark bulunmamasının, EDS analiz testinde göröldüğü gibi florür iyonlarının dentin dokusuna geçmemesi ile ilgili olduğunu düşünölebilir.

6. SONUÇLAR

Geleneksel yöntem ile hazırlanan 5. sınıf kaviteelerde iki farklı yapıda florür içeren ve içermeyen adeziv sistemlerin dentine mikrotensil bağlanma dayanımlarının ve mikrosızıntı özelliklerinin karşılaştırılması ve kavite-restorasyon arayüzünün SEM kullanılarak Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelenmesinin yapıldığı bu *in-vitro* çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- 1) FL Bond II ile restore edilen grubun bağlanma dayanım değeri, Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile restore edilen gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- 2) Clearfil SE Bond ve AdheSE One F ile restore edilen gruplar arasında bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
- 3) Grupların oklüzal yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
- 4) Grupların gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
- 5) FL Bond II ile restore edilen gruptaki dişlerde hem oklüzal yüzeyde, hem de gingival yüzeyde orta düzeyde sızıntı görülmüştür.

- 6) Clearfil SE Bond ile restore edilen grupta oklüzal ve gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- 7) AdheSE One F ile restore edilen grupta oklüzal ve gingival yüzeydeki sızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- 8) Tüm grupların EDS incelemesinde adeziv tabakadan komşu dentin dokusuna florür geçişi izlenmemiştir.
- 9) FL Bond II ile restore edilen dişlerde adeziv tabakada florür iyonu izlenmiş, komşu dentin dokusuna florür geçişi izlenmemiştir.
- 10) AdheSE One F ve Clearfil SE Bond ile restore edilen dişlerde adeziv tabakada ve komşu dentin dokusunda florür iyonu izlenmemiştir.
- 11) Hazırlanan grupların mikrotensil bağlanma değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olsa da, bulunan bütün sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir değerdedir.

7. KAYNAKLAR

- 1) Van Meerbeek B, Landuyt KV, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique- sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater* 24:1-13, 2005.
- 2) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts L, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84:118–32, 2005.
- 3) Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Dent Mater J* 8:306–35, 1997.
- 4) Mukai Y, Tomiyama K, Shiiya T, Kamijo K, Fujino F, Teranaka T. Formation of inhibition layers with a newly developed fluoride-releasing all-in-one adhesive. *Dent Mater J* 24:172–7, 2005.
- 5) Han L, Edward C, Okamoto A, Iwaku M. A comparative study of fluoride-releasing adhesive resin materials. *Dent Mater J* 1:9–19, 2002.
- 6) Eligüzeloğlu E, Üçtaşlı MB, Ömürlü H, Ateşşaoğlu A. Farklı tipte adeziv sistemlerin sınıf v kompozit restorasyonların mikrosızıntı üzerine etkisi. *G.Ü Diş Hek Fak Derg.* 23:71-77, 2006.
- 7) Toledano M, Osorio R, Albadejo A, et al. Differential effect of in vitro degradation on resin–dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives. *J Biomed Mater Res* 77A:128–35, 2006.
- 8) Besnault C, Attal JP. Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. *J Dent* 30:1–6, 2002.
- 9) Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1:299–309, 1999.
- 10) Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1:57–67, 1999.
- 11) Sano H, Shono T, Sonoda H, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a microtensile test. *Dent Mater* 10:236–40, 1994.
- 12) Helvatjoglu – Antoniadis M, Koliniotou – Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentin shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehab* 32(9): 911-17, 2004.
- 13) Barkmeier WW. International Symposium on adhesives in dentistry. *Oper Dent (Suppl)* 5, 1992.

- 14) Bouillaguest, Virgillitom M, Wataho J, Ciucchi B, Holz J. The Influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation* 25: 45-51, 1998.
- 15) Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S , Braem, M., Vanherle. G.: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent.* 5:111-124, 1992.
- 16) Inokoshi, S, Harada, N , Nakaoki. Y , Nikaido, T., Urabe, I., Şano H.: Quality of bonding agents: Adhesion mechanism. in: Bologna International symposium, London.18-34, 1996.
- 17) Buonocore. M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34: 849-853, 1955.
- 18) Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz Rs, DOS Santos JJ. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* 3rd ed. Chicago: Quintessence publishing co; 2006.
- 19) Yaluğ S: Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 16:41-49,1999.
- 20) Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 25: 441-58, 1997.
- 21) Torneck CD. Dentin-pulp complex. In: Ten Cate AR (ed) *Oral Histology. Development, Structure and Function.* 4th edition. Mosby, St. Louis, pp. 169–217, 1994.
- 22) Sturdevant JR. Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion, In: Theodore M. Robertson editor *Art and Science of Operative Dentistry.* (5th ed.), St. Louis, Mosby, pp. 15–63, 2006.
- 23) Pashley DH. Dentin: A dynamic substrate a review. *Scanning Microscop* 3: 161-174, 1989.
- 24) Yamada T, Nakamura K, Iwaku M,, Fusayama T. The extent of the odontoblastic process in normal and carious human dentin. *J Dent Res* 62: 789-802, 1983.
- 25) Burke, F.J.T., Oualtrough, A.J.E., Hale, R W.: Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. *JADA*, 129:455- 460, 1998.
- 26) Erickson, R.L. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, 5:81-94, 1992.
- 27) Swift E J , Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and State of the art. *Quintessence Int.* 26; 95-110, 1995.

- 28) Burrow, M.F., Tagami, J., Negishi, T, Nikaido, T., Hosoda, H.: Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res.* Feb; 73(2): 522-8, 1994.
- 29) Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE, Fat JC. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *J Oral Rehabil.* 21(4): 475–87, 1994.
- 30) Pashley DH. Dentin-predentin complex and its permeability: physiological overview *J Dent Res.* 64: 613-20, 1985.
- 31) Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 46: 211–245, 2002.
- 32) Maroli S, Khea SC, Krell KV. Regional variation in permeability of young dentin. *Oper Dent.* 17: 93–100, 1992.
- 33) Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res.* 67: 1381–85, 1988.
- 34) Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Weihs TP. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol.* Jan; 41(1): 9-13, 1996.
- 35) Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 21(6): 355-62, 1976.
- 36) Helal AS. Cavity surface interaction with resin-modified glass ionomer: surface morphology, interface adaptation, tooth demineralization and fluoride uptake. University of Iowa, 2002.
- 37) O'Connell MS, Morgan LA, Beeler WJ, Baumgartner JC. A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA. *J Endod.* 26(12): 739–43, 2000.
- 38) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res,* 16: 265-73, 1982.
- 39) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent,* 28: 215-35, 2003.
- 40) Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg,* 17: 105-9, 1999.

- 41) Chimello-Sousa DT, Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent*, 34: 245-51, 2006.
- 42) Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RC, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhese Dent*, 10: 25-33, 2008.
- 43) Perdigão J, Swift EJ Jr, Lopes GC. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int*, 30(12): 819–23, 1999.
- 44) Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, Pashley DH, Tay FR. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin *J Dent R* 84(7): 653-658, 2005.
- 45) Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Kirsten L, Landuyt V, Poitevin A, Lambrechts P, van Meerbeek B. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater*, 2: 978-85, 2008.
- 46) Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo ES. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24(1): 90-101, 2008.
- 47) Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25 (5): 355-72, 1997.
- 48) Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomater*, 26 (9): 1035-42, 2005.
- 49) O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection*. Quintessence Books. 2nd ed. Chicago; 1998.
- 50) Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Marquezini L Jr, Silva SMA, Kussmaul APM. Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. *Revista Biodonto*, 2(1): 6-86, 2004.
- 51) Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Singlestep adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 30(7- 8): 371-82, 2002.
- 52) Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 73: 1212-20, 1994.
- 53) 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*, 28: 647-60, 2003.

- 54) Yoshida Y., Nagakane K., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H., Inoue S., Tagawa Y., Suzuki K., J. De Munck, and B. Van Meerbeek. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res*, 83: 454–458, 2004.
- 55) Fritz UB, Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent*, 12: 277-82, 1999.
- 56) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16: 329-34, 2003.
- 57) Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent*, 4: 255-69, 2002.
- 58) Lai SCN, Tay FR, Cheung GSP, Mak YF, Carvalho RM, Wei SHY, Toledano M, Osorio R, Pashley DH. Reversal of compromised bonding in bleached enamel. *J Dent Res*, 81: 477-81, 2002.
- 59) Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt KV, Lambrechts P, Meerbeek BV. Clinical effectiveness contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21: 864-81, 2005.
- 60) Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Fluoride-releasing dental restorative materials. *Oper Dent*, Sep-Oct; 23(5): 218-28, 1998.
- 61) Torii Y, Itota T, Okamoto M, Nakabo S, Nagamine M, Inoue K. Inhibition of artificial secondary caries in root by fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent*, 26: 36–43, 2001.
- 62) Preston AJ, Mair LH, Agalamanyi EA, Higham M. Fluoride release from aesthetic dental materials. *J Oral Rehab*, 26: 123–9, 1999.
- 63) Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. Effect of fluoride application on tensile bond strength of self-etching adhesive systems to demineralized dentin. *J Prosthet Dent*, 88: 503–10, 2002.
- 64) Itota T, Torii Y, Nakabo S, Tashiro Y, Konishi N, Nagamine M. Effect of fluoride-releasing adhesive system on decalcified dentin. *J Oral Rehab*, 30: 178–83, 2003.
- 65) B. Øgaard, Effects of fluoride on caries development and progression in vivo. *J Dent Res*, Feb;69 Spec No:813-9; discussion 820-3, 1990.
- 66) Featherstone JDB. Fluoride, remineralization and root caries. *Am J Dent* 7: 271-274, 1994.
- 67) Ten Cate JM. Remineralization of caries lesions extending into dentin. *J Dent Res*, 80: 1407-1411, 2001.

- 68) Ferracane JL, Mitchem JC, Adey JD. Fluoride penetration into the hybrid layer from a dentin adhesive. *Am J Dent*, 11: 23-28, 1998.
- 69) Shimokobe H, Komatsu H, Matsui I. Fluoride content in human enamel after removal of the applied glass ionomer cement. *J Dent Res*, 66(Special Issue): 131 (Abst # 196), 1987.
- 70) Kawai K, Yasunaga T, Torii M, Tsuchitani H. Inhibition of extra cellular glucosyltransferase by elute from fluoride-releasing resin. *Japan J Conserv Dent*, 32: 1404-1411, 1989.
- 71) Tay WM, Braden M. Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements. *Biomater*, 9: 454-456, 1988.
- 72) Dean HT. Endemic fluorosis and its relation to dental caries. *Pub Health Rep*, 53: 1443-1452, 1938.
- 73) Randall RC, Wilson NH. Glass-ionomer restoratives: a systematic review of a secondary caries treatment effect. *J Dent Res*, 78: 628-637, 1999.
- 74) Itthagarun A, King NM, Wefel JS, Tay FR, Pashley DH. The effect of fluoridated and non-fluoridated rewetting agents on in vitro recurrent caries. *J Dent*, 29: 255-73, 2001.
- 75) Toba S, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Effect of topical application of fluoride gel on artificial secondary caries inhibition. *Int Chin J Dent*, 3: 53-61, 2003.
- 76) M. Nagamine, T. Itota, Y. Torii, M. Irie, M. Staninec, and K. Inoue. Effect of resin-modified glass ionomer cements on secondary caries. *Am J Dent*. Aug; 10(4): 173-8, 1997.
- 77) K. Okuyama, T. Nakata, P. N. R. Pereira, C. Kawamoto, H. Komatsu, and H. Sano. Prevention of artificial caries: effect of bonding agent, resin composite and topical fluoride application. *Oper Dent*, Jan-Feb; 31(1): 135-42, 2006.
- 78) P. N. R. Pereira, S. Inokoshi, and J. Tagami. In vitro secondary caries inhibition around fluoride releasing materials. *J Dent*, Jul-Aug; 26(5-6): 505-10, 1998.
- 79) Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mat*, 19: 449- 457, 2003.
- 80) Phanthavong S, Harada N, Sonoda H, Nikaido T, Pereira PNR, Tagami J. Fluoride release and microhardness of one-step adhesives in two immersion solutions. *Int Chin J Dent*, 4: 1-7, 2004.
- 81) Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97- 116, 1997.

- 82) Itota T, Okamoto M, Sato K, Nakabo S, Nagamine M, Torii Y, Inoue K. Release and recharge of fluoride by restorative materials. *Dent Mater J*, 18: 347-353, 1999.
- 83) Preston AJ, Higham SM, Agalamanyi EA, Mair LH. Fluoride recharge of aesthetic dental materials. *J Oral Rehabil*, 26: 936-940, 1999.
- 84) Bartels T, van Pelt AW, de Jong HP, Arends J. Surface characteristics of hydroxyapatite and enamel after adsorption of fluoride-containing macromolecules. *Caries Res*, 16: 51-56, 1982.
- 85) Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. United States Patent No. 5, 883, 153; 1999.
- 86) Ikemura K, Tay FR, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dent Mater*, 19: 137-146, 2003.
- 87) Tay FR, Pashley EL, Huang C, et al. The glass-ionomer phase in resin-based restorative materials. *J Dent Res*, 80: 1808-1812, 2001.
- 88) Gonzalez Ede H, Yap AU & Hsu SC. Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials *Oper Dent*, 29(5): 578-585, 2004.
- 89) Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA. Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(3): 330, 11-16, 2006.
- 90) Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J*, 27: 315-339, 2008.
- 91) Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of a new fluoride-releasing one-step adhesive. *Dent Mater J*, 25: 509-515, 2006.
- 92) Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79: 709-714, 2000.
- 93) Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Enamel bonding of self-etch and phosphoric acid-etch orthodontic adhesive systems. *Dent Mater J*, 26: 135- 143, 2007.
- 94) Nishio M, Yamamoto K. The anti-dental plaque effect of fluoride releasing light-cured composite resin restorative materials. *Jpn J Conserv Dent*, 45: 459-468, 2002.

- 95) Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesion. *J Dent*, 22:195-207, 1994.
- 96) Demirci M, Özer F, Kuşdemir M, Sancaklı HŞ, Karakaya Ş. Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V. sınıf kavitelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 16: 29-38, 2007.
- 97) Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS. Effects of occlusal load on cervical lesion. *J Oral Rehabil*, 31: 225-232, 2004.
- 98) Telles D, Pegoraro LF, Pereira JC. Prevalence of non- carions cervical lesions and their relation to occlusal aspects: a clinical study. *J Esthet Dent*, 12: 10-15, 2000.
- 99) Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater*, 16: 412-419, 2000.
- 100) Moritz A, Gutknecht N, Schoop U. long term effect of CO² laser irradiation on treatment of hypersensitive dental necks: result of an in vivo study. *J. clin. Laser in med. Surg*, 16: 211-215, 1998.
- 101) Grippo JO. Abfractions: A new classification of hard tissue lesions of tooth. *J Esthet Dent*, 3:14-19, 1991.
- 102) Tyas MJ. The class V lesion-aetiology and restoration. *Au Dent J*, 40: 167-70, 1995.
- 103) King PA. Adhesive techniques. *Br Dent J*, 186: 321- 326, 1999.
- 104) Hickel R. Die zervikale Fuellung. *Deutsche Zahnarztliche Zeitschrift* 49: 13-19, 1994.
- 105) Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using adhesive. *Dent Mater J*, 17: 125-38, 1998.
- 106) Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Am. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *J Dent*, 17(4): 257-61, 2004.
- 107) Uzer E, Türkün Ş. Comparison of Microleakage of Polyacid Modified Composite Resin and Nanofiller Composite Resin A.Ü. *Diş Hek. Fak. Derg*, 32(3): 181-190, 2005.
- 108) Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18: 359-3699, 2002.
- 109) Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, Jan; 26(1): 1-20, 1998.

- 110) Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non- carious class V lesions. *Oper Dent*, 25: 46-50, 2000.
- 111) Tyas MJ, Burrow MF. Clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer adhesive system-results at three years. *Oper Dent*, 26: 17-20, 2001.
- 112) Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dent Mater*. Jun;23(6): 749-54, 2007.
- 113) Blunck U. Improving cervical restorations: a review of materials and techniques. *J Adhes Dent*, 3: 33-44, 2001.
- 114) Çelik Ç, Yazıcı AR, Dayangaç B, Özgünaltay G. Farklı iki ışık kaynağının akışkan restoratif materyallerin kenar sızıntıları üzerine etkisi H.Ü. Diş Hek. Fak. Derg, 31: 64-70, 2007.
- 115) Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 22: 141-146, 1994.
- 116) Prati C, Chersoni S, Mongiorgi G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24: 66-72, 1999.
- 117) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent*, 27: 89–99, 1999.
- 118) Yang B, Adelung R, Ludwig K, et al. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomater*, 26: 5021–31, 2005.
- 119) Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med*, 16: 727–32, 2005.
- 120) Çöteli K. Farklı Termosiklus Döngüsü ve Hızlandırılmış Yaşlandırmanın Tek Basamaklı Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanması Üzerine Olan Etkisi. Yeditepe Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi. 2008.
- 121) Davidson CL, Abdalla AI, Dee Gee AJ. An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil*, 20: 291-300, 1993.
- 122) Perdigão J. An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems. Thesis, Catholic University of Leuven. 1995.
- 123) Aguilar LT, Rezende NPM, Reis A, et al. Tensile bond strength of adhesive systems-effects of primer and thermocycling. *Pesqui Odontol Bras* 16: 37–42, 2002.

- 124) 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*, 79:1385–91, 2000.
- 125) Miyazaki M, Sato M, Onose H, Morre, BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two step bonding systems. *Am J Dent*, 11: 118–22, 1998.
- 126) Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent*, 57: 574–6, 1987.
- 127) Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18: 189–96, 2002.
- 128) Meiers JC, Young D. Two-year composite-dentin bond stability. *Am J Dent*, 14: 141–4, 2001.
- 129) Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18: 269–75, 2002.
- 130) Bedran De Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent*, 6: 221-6, 2004.
- 131) Xirouchaki A, Moore BK, Cochran MA. Shear bond strength of 6 new dentin bond agents. *J Dent Res*, 76: 227, 1997.
- 132) Frankenberger R, Tay FR. Self-etch and etch-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*, 21: 397–412, 2005.
- 133) Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater*, 24: 1013–21, 2003.
- 134) Burrow MF, Tagami J, Hosoda H. The long-term durability of bond strengths to dentin. *Bull Tokyo Med Dent Univ*, 40: 173–91, 1993.
- 135) Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 84: 1160–4, 2005.
- 136) Morley F, Stockwell PB. A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J Dent*, 4: 39–41, 1977.
- 137) Kidd EA, Harrington E, Grieve AR. The cavity sealing ability of composite restorations subjected to thermal stress. *J Oral Rehabil*, 5: 279–86, 1978.

- 138) De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*, 16: 414–20, 2003.
- 139) Sidhu SK, Watson TF. Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res*, 77: 1749–59, 1998.
- 140) Peterson EAD, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc*, 73: 1324–36, 1966.
- 141) Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the histological in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest*, 8: 130–8, 2004.
- 142) Araujo CS, Silva TI, Oquari, FA, Meireles, SS, Piva E, Demarco, FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 1; 7(5): 26-33, 2006.
- 143) Brännström M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent*, 9: 57-68, 1984.
- 144) Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J*, 16: 305-310, 1976.
- 145) Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent*, 20: 3-10, 1992.
- 146) Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, 84: 1349-1357, 1972.
- 147) Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22: 173-185, 1997.
- 148) Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J*, 153: 223-227, 1982.
- 149) Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent*, 3: 192-194, 1990.
- 150) Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur J Dent*, 3: 200-205, 2009.
- 151) Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*, 9 Suppl 1: 77-106, 2007.
- 152) Johnson WT, Zakariasen KL. Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 56(3): 305-309, 1983.

- 153) Holan G, Chosack A, Casamassimo PS, Eidelman E. Marginal leakage of impregnated Class 2 composites in primary molars: an in vivo study. *Oper Dent*, 17: 122-128, 1992.
- 154) Sparks JD, Hilton TJ, Davis RD, Reagan SE. The influence of matrix use on microleakage in Class 5 glass-ionomer restorations. *Oper Dent*, 17: 192-195, 1992.
- 155) Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig*, 6: 244-248, 2002.
- 156) Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent*, 27: 628-635, 2002.
- 157) Heinrich R, Kunzel W. Diagnosis and treatment of carious dentine. *J Int Assoc Dent Child*, 17: 5-8. 95, 1986.
- 158) Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc*, 3: 147-158, 1989.
- 159) Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8: 181-184, 1992.
- 160) Chan KC, Swift EJ Jr. Leakage of chemical and light-cured basing materials. *J Prosthet Dent*, 62: 408-411, 1989.
- 161) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent Mater* 11: 117-125, 1995.
- 162) Van Dijken JWV. Multi-step versus simplified enamel-dentin bonding systems. *Realites Cliniques*, 10: 199-222, 1999.
- 163) Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater*, 12: 302-7, 1996.
- 164) Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent*, 29: 705-11, 2004.
- 165) FDA. Good laboratory practice (GLP); 1978 PART 58 52 FR 33780, 1978, last revision 2004.
- 166) Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Archives of Oral Biology*, 45: 355-61, 2000.

- 167) Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater*, 6: 45–50, 1990.
- 168) Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley DH. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am J Dent*, 12: 309–14, 1999.
- 169) Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clinical Oral Investigations Clin Oral Investig*, Oct;16(5): 1451-61, 2012.
- 170) Cavalcanti AN, Mitsui FH, Ambrosano GM, Mathias P, Marchi GM. Dentin bonding on different walls of a class II preparation. *J Adhes Dent* 10: 17–23, 2008.
- 171) Cavalcanti AN, Mitsui FH, Lima AF, Mathias P, Marchi GM. Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations. *J Adhes Dent*, 12: 183–8, 2010.
- 172) Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80: 1605–14, 2001.
- 173) De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Peumans M, Van Meerbeek B. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*, 91:351–7, 2012.
- 174) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas M. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14:212-221, 1998.
- 175) Tjan AHL, Castelnuovo J, Liu P. Bond strength of multi-step and simplified-step systems. *Am J Dent*, 9: 269-272, 1996.
- 176) Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci*, 106: 1033-1042, 1998.
- 177) Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of micro-leakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, 82: 209-213, 1999.
- 178) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*, 25: 11-19, 2000.
- 179) Cardoso PE, Placido E, Moura SK. Micro-leakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent*, 15: 164-168, 2002.
- 180) Al- Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessece Int*, 28: 717-23, 1997.

- 181) Özyöney G. Aşırı madde kayıplı kişilerde IPS Empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. M.Ü Diş Hek Fak Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora Tezi, İstanbul, 2008.
- 182) Scherrer S S, Cesar P F, Swain M V: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26: e78–93, 2010.
- 183) Goracci C, Sadek F T, Monticelli F, Cardoso P E, Ferrari M: Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*, 20: 643–654, 2004.
- 184) Soares C J, Soares P V, Santos-Filho P C, Armstrong S R: Microtensile specimen attachment and shape-finite element analysis. *J Dent Res*, 87: 80–93, 2008.
- 185) Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, 10: 7–16, 2008.
- 186) Armstrong S R, Vargas M A, Fang Q, Laffoon J E: Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent*, 5: 47–56, 2003.
- 187) Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26: 100–121, 2010.
- 188) Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin–dentin bonding as an array. *J Dent Res*, 78: 99–705, 1999.
- 189) Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional differences on dentin bond strength. *Dent Mater*, 15: 46–53, 1999.
- 190) Shono Y, Terashita M, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH. Effects of cross-sectional area on resin enamel tensile bond strength. *Dent Mater*, 13: 290–6, 1997.
- 191) Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater*, 14: 44–50, 1998.
- 192) Gamborgi GP, Loguercio AD, Resi A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin–dentin bonds. *J Dent*, 35: 371–6, 2007.

- 193) Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of Class II cavities, in vitro. *Dent Mater*, 17: 316–21, 2001.
- 194) Purk JH, Dusevich V, Glaros A, Spencer P, Eick JD. In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 135: 185–93, 2004.
- 195) Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin–resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*, 17: 268–76, 2001.
- 196) Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 74: 1679–88, 1995.
- 197) Stamatacos-Mercer C, Hottel TL. The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. *Am J Dent*, 18: 105–8, 2005.
- 198) Toydemir B. Geleneksel Yöntemle ve Lazerle Hazırlanan 5. Sınıf Kavitelere Kompozit Materyallerin Uygulanması Sonrası Görülen Mikrosızıntının ve Mikrotensil Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması ve Kavite Restorasyon Yüzeylerinin SEM ile Değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Doktora Tezi. 2009.
- 199) Burgess S., Li X., Holland J. High spatial resolution energy dispersive X-ray spectrometry in the SEM and the detection of light elements including lithium. *Microscopy and Analysis, Compositional Analysis Supp.* May 2013.
- 200) Dankner E, Neev J, Stabholz A, Rotstein I. Effect of XeCl-308nm excimer laser on the mineral content of human dentin. *Endod Dent Traumatol*, 13: 234-237, 1997.
- 201) Moshonov J, Stabholz A, Bar-Hilel R, Peretz B. Chemical analysis and surface morphology of enamel and dentin following 9.6µm CO₂ laser irradiation versus high speed drilling. *J Dent*, 33: 427-432, 2005.
- 202) Siegwad D, Heintze, Chaiyasri Thunphayakul, Steven R. Armstrong, V. Rousson. Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of class V restorations. *Dent Mater*, 27: 114-125, 2011.
- 203) Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 73: 1205–11, 1994.

- 204) Cardoso PEC, Braga R, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14: 394–8, 1998.
- 205) Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater*, 24: 536–47, 2008.
- 206) Betamar N, Cardew G, van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, 9:159–68, 2007.
- 207) Silva CM, Coradazzi JL, Pereira JC, Francischone CE. Shear bond strength of an adhesive system in human, bovine and swinish teeth. *J Dent Res*, 75: 393 (Abst 3005), 1996.
- 208) Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine and porcine teeth. *J Adhes Dent*, 6: 117–21, 2004.
- 209) Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent*, 3: 253–8, 1990.
- 210) Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Arana-Chavez VE. Density and diameter of dentinal tubules in etched and non-etched bovine dentine examined by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol*, Sep;52(9): 850-5, 2007.
- 211) Nanci A. Ten Cate's Oral Histology. 6th ed. Mosby: St. Louis; 2003.
- 212) Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol*, 34(10): 773-7, 1989.
- 213) Andia-Merlin RY, Garone-Netto N, Arana-Chavez VE. SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin. *Oper Dent*, 26: 440–4, 2001.
- 214) Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. 1st ed. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd.; 1998.
- 215) International Organization for Standardisation (ISO). *Dental materials—testing of adhesion to tooth structure*. ISO/TS 11405:2003.
- 216) M Schmid-Schwapa M, Graf A, Preinerstorfer A, Watss D.C., Piehslinger E, Schedlef A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns—A meta-analysis. *Dent mater*, 27: 855–869, 2011.
- 217) Causton BE, Braden M, Brown D, Combe EC, Fletcher AM, Lloyd CH, McCabe JF, Prosser HJ, Waters NE, Watts DC. *Dental materials: 1981 literature review*. Part 1. *J Dent*, Mar, 12(1): 1-28, 1984.

- 218) Crim GA, Esposito Jr CR, Chapman KW. Microleakage with a dentin-bonding agent. *Gen Dent*, 33: 232–4, 1985.
- 219) De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 82: 136-140, 2003.
- 220) Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent*, 3: 295–308, 2001.
- 221) Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater*, 26(3): 193–206, 2010.
- 222) Petersen P. E. "The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century - the approach of the WHO Global Oral Health Programme." *Community Dent Oral Epidemiol* 31: 3-23, 2003.
- 223) Petersen, P. E. B., R., Kwon, S., Ogawa, H. Future Use of Materials for Dental Restoration. Geneva, Switzerland, World Health Organization, 2009.
- 224) Loomans BA, Cardoso MV, Roeters FJ, Opdam NJ, De Munck J, Huysmans MC, Van Meerbeek B. "Is there one optimal repair technique for all composites?" *Dent Mater*, 27(7): 701-709, 2011.
- 225) Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 22: 359-365, 2006.
- 226) Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*, 76: 1508-1516, 1997.
- 227) Feilzer AJ, Dooren Lit, Davidson CL: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, 103:322, 1995.
- 228) Holtan JR. Nystrom GP, Olin HS, Phelps RA. Phillips JJ. Douglas WH: Bond strength of six dentinal adhesives. *J Dent*, 22(2): 92-6, 1994.
- 229) Nalçacı A. The Effect of Self-etch and One Bottle Bonding Systems in Class V Cavities on Microleakage. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg*, 32(2): 85-90, 2005.
- 230) Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, Yiu CK, Carrilho MR. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*, Oct;22(10): 973-80, 2006.
- 231) Van Meerbeek B., Yoshihara K., Yoshida Y., Mine A., De Munck J., Van Landuyt K.L., State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27: 17-28, 2011.

- 232) Perdigao J. "Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment." *Dent Mater* 26(2): e24-37, 2010.
- 233) Sidhu SK, Omata Y, Tanaka T, Koshiro K, Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, Sano H. Bonding characteristics of newly developed all-in-one adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 80: 297-303, 2007.
- 234) Luz MA, Arana-Chavez VE, Netto NG. Scanning electron microscopy examination of 3 different adhesive systems. *Quint Int*, 36: 687-694, 2005.
- 235) Tay, FR, DH Pashley. "Have dentin adhesives become too hydrophilic?" *J Can Dent Assoc*, 69(11): 726-731, 2003.
- 236) Stansbury JW. "Curing dental resins and composites by photopolymerization." *J Esthet Dent*, 12(6): 300-308, 2000.
- 237) Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-cariou class-V lesions. *Clin Oral Investig Feb*;16(1): 129-37, 2012.
- 238) Ermis RB, Van Landuyt KL, Cardoso MV, De Munck J, Van Meerbeek B, Peumans M. Clinical effectiveness of a one-step self-etch adhesive in non-cariou cervical lesions at 2 years. *Clin Oral Investig, Jun*;16(3): 889-97, 2012.
- 239) Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, Pashley DH, Tay FR. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res, Aug*;90(8): 953-68, 2011.
- 240). Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cum. Üni. Diş Hek. Fak. Derg. Cilt 4, Sayı 2*, 2001.
- 241) Clearfil SE Bond, Brochure, Kuraray Dental, USA, 2012.
- 242) Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, Maruo Y, Nishigawa G, Minagi S, Osaka A, Van Meerbeek B. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater. Aug*;29(8): 888-97, 2013.
- 243) Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, 21: 895–910, 2005.
- 244) Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Victoria Fuentes M, Fernandes CAO, Tay FR, Carvalho RM. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent*, 16: 292-298, 2003.
- 245) Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PNR, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dent Mater*, 18: 263-268, 2002.

- 246) Chan K-M, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *AM J Dent*, 16: 340-346, 2003.
- 247) Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*, 4: 283-289, 2002.
- 248) Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17: 296-308, 2001.
- 249) Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomater* 26: 6449-6459, 2005.
- 250) Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y. Effect of air-blowing variables on bond strength of all-in-one adhesives to bovine dentin. *Dent Mater J*, 25: 664-668, 2006.
- 251) Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*, 69: 1652-1658, 1990.
- 252) Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by primer's storage stability. *Am J Dent*, 19: 111-114, 2006.
- 253) Moszner N, Salz U. Recent Developments of New Components for Dental Adhesives and Composites. *Macromol Mater Eng*, 292: 245-271, 2007.
- 254) Salz U, Zimmerman J, Zeuner F, Moszner N: Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent*, 7: 107-116, 2005.
- 255) Kazantsev OA, Shirshin KV, Sivokhin AP, Tel'nov SV, Zhiganov IV, Kuznetsov AE, Mironycheva YL. Hydrolysis of 2-hydroxyethyl metacrylate in concentrated aqueous solutions. *Russ J Appl Chem*, 76: 1333-1335, 2003.
- 256) Moszner N, Pavlinec J, Lamparth I, Zeuner F, Angermann J. Monomers for adhesive polymers, 6: Synthesis and radical polymerization of 1,3-bis (methacrylamido)propane-2-yl dihydrogen phosphate. *Macromol Rap Comm*, 27: 1115-1120, 2006.
- 257) Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomater*, 25: 965-969, 2004.
- 258) Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, King NM. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer- Correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Dent Res*, 85: 422-426, 2006.

- 259) Feitosa VP, Leme AA, Sauro S, Correr-Sobrinho L, Watson TF, Sinhoreti MA, et al. Hydrolytic degradation of the resin–dentine interface induced by the simulated pulpal pressure, direct and indirect water ageing. *J Dent*, 40: 1134–43, 2012.
- 260) Aida M, Odaki M, Fujita K, Kitagawa T, Teshima I, Suzuki K, Nishiyama N. Degradation stage effect of self-etching primer on dentin bond durability. *J Dent Res*, 88: 443-448, 2009.
- 261) Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 84: 183-188, 2005.
- 262) Salz U, Bock T. Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/ dentin adhesives *J Adhesi Den*, 12(1): 7-10, 2010.
- 263) AdheSE One F Brochure, Ivoclar Vivadent, Germany, 2013.
- 264) Shinohara MS, De Goes MF, Schneider LF, Ferracane JL, Pereira PN, Di Hipolito V, Nikaido T. Fluoride- containing adhesive: Durability on dentin bonding. *Dent Mater*, 25(11): 1383-1391, 2009.
- 265) HA El-Deeb, HH Al Sherbiney, EH Mobarak. Bond Durability of Adhesives Containing Modified-monomer With/ Without-fluoride After Aging in Artificial Saliva and Under Intrapulpal Pressure Simulation. *Oper Dent*, 38-1: 48-56, 2013.
- 266) FL Bond II Brochure, Shofu, Japan, 2011.
- 267) Iida Y, Nikaido T, Kitayama S, Takagaki T, Inoue G, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Evaluation of dentin bonding performance and acid-base resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. *Dent Mater J*, Jul;28(4): 493-500, 2009.
- 268) Siso HS, Kustarci A, Göktolga EG. Microleakage in resin composite restorations after antimicrobial pre-treatments: effect of KTP laser, chlorhexidine gluconate and Clearfil Protect Bond. *Oper Dent*, 34: 321-7, 2009.
- 269) Wei Y, Silikas N, Zhang Z, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-sdhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater*, 27: 259–66, 2011.
- 270) Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater*, 24: 1501–5, 2008.

- 271) Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of class II restorations with different tracers—comparison with SEM quantitative analysis. *J Adhes Dent*, 10: 259–67, 2008.
- 272) Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4(5): 231-6, 1991.
- 273) Kenneth S. Root caries in the older patient. *Dent Clin North Am*, 41: 778-793, 1997.
- 274) Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent*, 7(4): 303-8, 2005.
- 275) Silva AL, Lima DA, de Souza GM, dos Santos CT, Paulillo LA. Influence of additional adhesive application on the microtensile bond strength of adhesive systems. *Oper Dent*, 31: 562-568, 2006.
- 276) Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent*, 26: 97-104, 2001.
- 277) Moszner N, Angermann J, Fischer U, Bock T. Monomers for adhesive polymers, 9-Synthesis, radical photopolymerization, and properties of (meth)acrylamido dihydrogen phosphates. *Macromol Mater Eng*, 298: 454-461, 2013.
- 278) Kubo S, Konishi Y, Yokota H, VVatanabe T, Osawa M. Effect of enamel etching with phosphoric acid on marginal sealing of current adhesive systems (abstract). *J. Dent .Res.* 75: Spec Iss 394, 1996.
- 279) 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*, 10(2): 66-70, 1997.
- 280) Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Torii Y, Osaka A, et al. Self-etch monomer-calcium salt deposition on dentin. *J Dent Res*, 90: 602–6, 2011.
- 281) Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res*, 85: 941–4, 2006.
- 282) Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Kamenoue S, Okihara T, et al. Novel fluoro-carbon functional monomer for dental bonding. *J Dent Res*, 93: 189–94, 2014.
- 283) Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent*, 74: 575-585, 1995.

- 284) Déjou J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. *Dent Mater*, 12: 342-349, 1996.
- 285) Kidd EAM, Toffenetti F, Mjör IA. Secondary caries. *Int Dent J*, 42: 127–38, 1992.
- 286) Fontana M, González-Cabezas C. Secondary caries and restoration replacement: an unresolved problem. *Compend Contin Educ Dent*, 21: 15–26, 2000.
- 287) Spencer P, Wang Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res*, 62: 447–56, 2002.
- 288) Shinohara MS, Yamauti M, Inoue G, Nikaido T, Tagami J, Giannini M, et al. Evaluation of antibacterial and fluoride-releasing adhesive system on dentin–microtensile bond strength and acid–base challenge. *Dent Mater J*, 25: 545–52, 2006.
- 289) Okuda M, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Evaluation of in vitro secondary caries using confocal laser scanning microscope and X-ray analytical microscope. *Am J Dent*, 16: 191–6, 2003.
- 290) Satoshi Imazatoa, Sai Mab, Ji-hua Chenb, Hockin H.K. Xuc. Therapeutic polymers for dental adhesives: Loading resins with bio-active components. *Dent Mater*, 30: 97–104, 2014.
- 291) TÜBİTAK MAM, Cem Berk, kişisel görüşme, 2014.
- 292) <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/adhesives/self-etch-adhesives/adhese-one-f>
- 293) Paschoal MA, Gurgel CV, Rios D, Magalhaes AC, Buzalaf MA, Machado MA. Fluoride release profile of a nanofilled resin-modified glass ionomer cement. *Braz Dent J*, 22: 275-279, 2011.
- 294) Hara AT, Queiroz CS, Freitas PM, Giannini M, Serra MC, Cury JA. Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. *Eur J Oral Sci*, 113: 245-250, 2005.
- 295) Basso GR, Della Bona A, Gobbi DL, Cecchetti D. Fluoride release from restorative materials. *Braz Dent J*, 22: 355-358, 2011.
- 296) El Mallakh BF, Sarkar NK. Fluoride release from glass-ionomer cements in de-ionized water and artificial saliva. *Dent Mater* 6, 118-122, 1990.
- 297) Naoum S, Ellakwa A, Martin F, Swain M. Fluoride release, recharge and mechanical property stability of various fluoride-containing resin composites. *Oper Dent*, 36, 422-432, 2011.

8. EKLER

AdheSE One F

No:	ÇAP	KDK	N	MPa
1	1.39/1.26	2,44	25,45	14,53
2	0.90/1.13	2,54	41,44	32,2
3	1.26/1.13	2,39	44,16	26,96
4	1.02/1.12	2,61	21,73	19,43
5	1.40/1.22	2,28	62,7	29,47
6	1.06/1.10	2,57	32,5	23,59
7	1.16/1.12	2,35	40,7	24,47
8	1.06/0.91	2,77	30,91	32,05
9	0.97/1.15	2,32	67,54	55,7
10	1.16/1.25	2,75	72,13	36,93
11	1.13/1.15	2,89	62,44	35,01
12	1.38/1.16	2,62	53,55	24,87
13	1.16/1.22	2,74	66,26	40,23
14	1.11/1.18	2,8	42,66	25,55
15	1.40/1.18	2,66	56,87	29,43
16	1.13/1.25	2,56	52,81	31,77
17	0.88/1.27	2,41	44,47	39,79
18	1.27/1.38	2,25	37,18	19,67
19	1.27/1.08	2,3	64,19	46,8
20	0.88/1.28	2,37	25,66	22,78

FL Bond II

No:	ÇAP	KDK	N	MPa
1	0.84/1.10	2,3	38,91	33,09
2	1.10/1.43	2,49	30,2	19,2
3	1.09/1.07	2,94	14,96	12,83
4	1.17/1.12	2,65	40,86	19,57
5	1.19/0.80	2,71	30,42	27,36
6	1.07/1.10	2,73	28,92	16,89
7	0.90/1.10	2,05	26,16	19,38
8	1.20/1.10	2,41	23,76	15,43
9	0.80/1.10	2,63	18,78	18,06
10	0.81/1.18	2,67	42,16	32,94
11	1.07/1.10	2,49	42,51	26,49
12	1.11/1.21	2,6	33,83	18,93
13	1.11/1.12	2,61	38,8	23
14	0.95/1.15	2,2	27,96	25,6
15	0.80/1.15	2,1	21,78	23,67
16	1.03/1.09	2,1	27,4	24,4
17	0.80/1.05	2,08	28,51	33,93
18	0.94/1.10	2,3	26,98	17,48
19	1.18/1.10	2,2	27,16	15,35
20	0.93/1.24	2,6	21,38	15,96

Clearfil SE Bond

No:	ÇAP	KDK	N	MPa
1	1.12/1.14	2,68	29,30	21,07
2	1.15/0.87	2,04	18,63	17,13
3	0.94/0.88	2,89	34,05	41,16
4	1.15/1.10	2,5	62,46	38,44
5	1.10/0.97	2,15	43,48	28,02
6	0.87/0.88	2,74	27,7	36,1
7	1.14/1.17	2,54	36,21	20,23
8	0.94/1.13	2,29	48,41	36,02
9	0.79/1.18	2,23	52,52	56,34
10	1.03/1.28	2,22	31,65	24,01
11	1.14/1.11	2,4	45,06	34,18
12	1.18/0.80	2,09	22,45	23,78
13	1.04/0.78	2,91	38,05	46,91
14	1.27/1.13	2,79	55,06	28,33
15	0.94/1.17	2,5	42,84	38,95
16	1.12/1.27	2,37	51,91	30,97
17	1.13/1.11	2,5	36,98	27,09
18	0.87/1.10	2,14	43,22	45,16
19	1.10/1.23	2,45	51,19	29,73
20	1.18/0.87	2,2	38,34	29,58

9. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlkokul, ortaokul ve lise eğitimini F.M.V. Özel Nişantaşı Işık Lisesi'nde tamamlamıştır. 2008 yılında Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. 2009 Şubat'ta Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimine başlamıştır. 2011 yılında 'Faklı Adeziv Sistemler İle Uygulanan Çeşitli Akışkan Kompozit Sistemlerinin Dentine Bağlanma Dayanımlarının in-vitro Değerlendirilmesi' adlı master tezini sunmuştur. Aynı fakültede doktora eğitimine başlamıştır.