



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

**II. SINIF MOD RESTORASYONLARDA
FARKLI FİBER AĞLARININ, FARKLI UYGULAMA
TEKNİKLERİNİN VE KAİDE MATERYALİ OLARAK
AKIŞKAN KOMPOZİT UYGULANMASININ
MİKROSIZINTIYA ETKİLERİ VE FİBER AĞLARININ
POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNE
ETKİSİNİN *İN-VİTRO* İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. HALUK EMRE ÖZEL (MSc.)

DANIŞMAN

Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN

İSTANBUL - 2006

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, II. sınıf MOD kaviterlerde farklı fiber ağlarının, farklı uygulama tekniklerinin ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulamasının mikrosızıntıya etkileri ile fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisini incelemektir.

Bu *in-vitro* araştırmada, 80 adet yeni çekilmiş gömülü üçüncü büyük azı insan dişleri kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları temizlendi ve dişler timol kristali içeren distile suda 4°C'de bekletildi. Standart MOD kaviterleri su soğutması eşliğinde hazırlandı. Dişler rastgele 8 gruba ayrıldı (n=10).

Grup 1: Filtek Supreme XT (FSK) (kütlesel yerleştirme yöntemi) (kontrol grubu)

Grup 2: FST (tabakalı teknik) (kontrol grubu)

Grup 3: Filtek Supreme XT Flow (FS Flow) + FSK (kütlesel yerleştirme yöntemi)

Grup 4: FS Flow + FST (tabakalı teknik)

Grup 5: FS Flow + Ribbond (R) + FSK (kütlesel yerleştirme yöntemi)

Grup 6: FS Flow + R + FST (tabakalı teknik)

Grup 7: FS Flow + everStick NET (E) + FSK (kütlesel yerleştirme yöntemi)

Grup 8: FS Flow + (E) + FST (tabakalı teknik)

Dişlere termalsiklus (5°C-55°C) uygulandıktan sonra, örneklerin kök uçları bir kompozit rezin ile kapatıldı. İki tabaka tırnak cilası, boya gelecek kenarlara 1.5 mm yaklaşacak şekilde tüm diş yüzeyine uygulandı. Örnekler %0.5'lik bazik fuksin içerisinde 24 saat bekletildi. Daha sonra akan suyun altında boya uzaklaştırıldı. Dişler, meziyo-distal doğrultuda restorasyonun merkezinden geçecek şekilde, elmas separe yardımıyla dikey ekseninde kesildi. Boya penetrasyon derecesi stereomikroskop kullanılarak 30 kez büyütme altında belirlendi.

Polimerizasyon büzülmesi için Grup A'da sadece Filtek Supreme XT kullanıldı. Grup B'de kompozit kütle ikiye ayrılıp ortasına Ribbond fiber ağ yerleştirildi ve iki kompozit tekrar birleştirildi. Grup C'de ise, kompozitin içine, uygulama yöntemi Grup B'deki gibi olmak üzere, everStcik NET fiber ağ yerleştirildi ve polimerizasyon büzülmesi ölçüldü. Mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi için istatistiksel değerlendirme, One-Way Anova ve Tukey HSD testleri ile değerlendirildi ($p < 0.05$).

Çalışmanın sonunda, tabakalı yöntemle kompozit uygulanan tüm gruplarda, kütlesel yerleştirmeye göre mikrosızıntının istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı saptandı. Kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulanan tüm gruplarda mikrosızıntının azaldığı gözlendi. Fiber ağların tabakalı yöntemle uygulandığı gruplarda mikrosızıntının istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı saptandı. Fiber ağlar uygulanan gruplar, istatistiksel olarak anlamlı derecede polimerizasyon büzülmesini azalttı.

Anahtar Kelimeler: Nanokompozit, fiber, akışkan kompozit, mikrosızıntı, polimerizasyon büzülmesi

SUMMARY

The purpose of this study was to investigate the effect of different fibre nets, different application techniques and flowable composite application as a liner on microleakage and the effect of fibre nets on polymerization shrinkage in Class II MOD cavities.

80 freshly extracted impacted human third molar were used in this *in-vitro* study. Residual soft tissue was removed carefully and the teeth were stored with tymol crystals at 4°C in distilled water. Standard MOD cavities were performed using water as a coolant. The teeth were randomly divided into 8 groups (n=10).

Group 1: Filtek Supreme XT (FSB) (bulk method) (control group).

Group 2: FSI (incremental technique) (control group).

Group 3: Filtek Supreme XT Flow (FS Flow) + FSB (bulk method)

Group 4: FS Flow + FSI (incremental technique)

Group 5: FS Flow + Ribbond (R) + FSB (bulk method).

Group 6: FS Flow + R + FSI (incremental technique)

Group 7: FS Flow + everStick NET (E) + FSB (bulk method).

Group 8: FS Flow + (E) + FSI (incremental technique).

After thermocycling (5°C-55°C), specimens subsequently sealed with a composite resin at the root apices. Two coats of nail varnish applied on the tooth 1.5 mm short of the margins to be exposed to dye. The teeth were then immersed in 0.5% aqueous basic fuchsin dye for 24 hours. They subsequently rinsed under running water to remove dye. The specimens sectioned longitudinally through the center of the restorations with a diamond saw. The degree of dye penetration was graded at x30 original magnification with stereomicroscope.

In Group A, only Filtek Supreme XT was used in order to determine the polymerization shrinkage. In Group B, the composite resin was divided into two parts and Ribbond fiber was placed in the middle and the composite portions were put together back. In Group C, everStick NET fiber was placed inside the composite as in Group B, and the polymerization shrinkage was determined in both groups. Statistical analysis were performed by using One-Way Anova and Tukey HSD tests for both microleakage and polymerization shrinkage ($p < 0.05$).

According to the results obtained, it was concluded that the amount of microleakage significantly decreased in groups where composites were applied by the incremental technique compared to those where bulk technique was used. The amount of microleakage significantly decreased in all the groups where flowable composites were used as a liner. In groups where fiber nets were used, a statistically significant decrease was determined in terms of microleakage. Groups with fiber nets caused a statistically significant decrease in polymerization shrinkage.

Keywords: Nanocomposite, fibre, flowable composite, microleakage, polymerization shrinkage

TEŞEKKÜR

Karşılaştığım sorunları aşabilmek için bana her zaman destek olan; değerli vaktini bana ayıran; danışman hocam Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Mübin Soyman**'a,

Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin kurulmasında ve bugünlere gelmesinde çok büyük emeği olan; bu değerli fakültede doktora eğitimi yapmamızı sağlayan değerli dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı**'ya,

Çalışmamda, yakın ilgilerini ve sonsuz desteklerini gördüğüm; Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Sayın **Doç. Dr. Arzu Aykor**'a, **Doç. Dr. Esra Can Say**'a, **Yard. Doç. Dr. Kağan Gökçe**'ye, **Yard. Doç. Dr. Mustafa Ersoy**'a ve **Dr. Haktan Yurdağüven**'e,

Çalışmamda bana büyük destek olan; Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Temel Bilimleri Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın **Prof. Dr. Hilmi Sabuncu**'ya,

Tez çalışmalarım esnasında bana karşı anlayış gösteren ve desteklerini esirgemedi her zaman yardımcı olan; Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin tüm **öğretim üyelerine** ve **araştırma görevlilerine**,

Yaşamımın her döneminde benden sevgilerini ve desteklerini esirgemeyerek beni bu günlere getiren **aileme**,

Çalışmalarımda en büyük desteği veren, en zor anlarımda büyük sabır ve anlayış göstererek yanımda olan, değerli eşim **Dr. Yonca Özel**'e,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

İÇ KAPAK	I
ONAY SAYFASI	II
ÖZET	III
SUMMARY	V
TEŞEKKÜR	VII
İÇİNDEKİLER	VIII
KISALTMALAR VE SİMGELER	X
GRAFİK LİSTESİ	XI
TABLO LİSTESİ	XII
RESİM LİSTESİ	XIII

1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Kompozitler ve Mikrosızıntıya Etkileri	4
2.1.1 Nanofil Kompozitler	6
2.2 Dentin Bağlayıcıları ve Mikrosızıntıya Etkileri	8
2.2.1 Total-etch Sistemler	10
2.2.2 Self-etch sistemler	10
2.2.3 Cam iyonomer içerikli sistem	11
2.3 Akışkan Kompozitler ve Mikrosızıntıya Etkileri	11
2.4 Polimerizasyon Büzülmesi ve Mikrosızıntıya Etkileri	13
2.5 Işık Aletleri ve Mikrosızıntıya Etkileri	16
2.6 Fiber Materyaller	19
2.7 Mikrosızıntı Değerlendirmesinde Kullanılan Yöntemler	20
2.7.1 Boya Penetrasyon Yöntemi	20

2.7.2	Termal ve Mekanik Siklus Uygulama Yöntemi	21
2.7.3	Radyoaktif İzotop Yöntemi	21
2.7.4	Hava Basıncı Yöntemi	22
2.7.5	Kimyasal İşaretleyiciler Yöntemi	22
2.7.6	Bakteriyel Çalışma Yöntemi	22
2.7.7	Elektrokimyasal Yöntem	23
2.7.8	Tarama Mikroskop Analiz Yöntemi	23
2.7.9	Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi	23
2.8	Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi	23
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1	Kullanılan Materyaller	25
3.2	Kavitelerin Hazırlanması	27
3.3	Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları	27
3.4	Mikrosızıntının Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi	36
3.5	Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi	39
3.6	İstatistiksel Değerlendirme	40
4.	BULGULAR	41
4.1	Mikrosızıntı ile İlgili Bulgular	41
4.2	Polimerizasyon Büzülmesi ile İlgili Bulgular	58
5.	TARTIŞMA VE SONUÇLAR	60
6.	KAYNAKLAR	72
7.	ÖZGEÇMİŞ	86

KISALTMALAR VE SİMGELER

Bis-EMA	: Bisfenol-A-etoksimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidilmetakrilat
FSK	: Filtek Supreme XT (Kütlesel yerleştirme yöntemi)
FST	: Filtek Supreme XT (Tabakalı teknik)
GPa	: Giga Pascal
HEMA	: Hidroksietil Metakrilat
LED	: Light Emitting Diodes
LWUHM	: Leno Woven Ultra High Molecular Weight
MDPB	: Metakriloiloksidodesil Piridinyum Bromür
µm	: Mikrometre
nm	: Nanometre
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa No:

Grafik 1:	Grup 1'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	51
Grafik 2:	Grup 2'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	51
Grafik 3:	Grup 3'ün mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	52
Grafik 4:	Grup 4'ün mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	52
Grafik 5:	Grup 5'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	53
Grafik 6:	Grup 6'nın mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	53
Grafik 7:	Grup 7'nin mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	54
Grafik 8:	Grup 8'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	54
Grafik 9:	Tüm grupların mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı	55
Grafik 10:	Polimerizasyon büzülmesi değerlerinin yüzde olarak dağılımı	59

TABLO LİSTESİ

Sayfa No:

Tablo 1:	Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları.....	24
Tablo 2:	Gruplarda kullanılan materyaller ve uygulama yöntemleri	34
Tablo 3:	Boya penetrasyon yönteminde kullanılan skorlar ve açıklamaları	38
Tablo 4:	Polimerizasyon büzülmesi ölçümünde kullanılan materyaller ve gruplardaki örnek sayıları	40
Tablo 5:	Grupların mikrosızıntı değerlerinin ortalama ve standart sapmaları.....	42
Tablo 6:	Grupların mikrosızıntı skor dağılımları	42
Tablo 7:	Mikrosızıntı değerlerinin gruplararası karşılaştırılmaları	57
Tablo 8:	Grupların polimerizasyon büzülmesi (%) değerlerinin ortalama ve standart sapmaları	58
Tablo 9:	Polimerizasyon büzülmesi değerlerinin gruplararası karşılaştırılmaları	58

RESİM LİSTESİ

Sayfa No:

Resim 1:	Fiber ağları kesmek için kullanılan özel makas	26
Resim 2:	%37'lik fosforik asit	28
Resim 3:	Adper Scotchbond Multi-Purpose primeri	29
Resim 4:	Adper Scotchbond Multi-Purpose adezivi	29
Resim 5:	LED ışık cihazı	30
Resim 6:	Filtek Supreme XT.....	30
Resim 7:	Filtek Supreme XT Flow	31
Resim 8:	Fiber materyal (Ribbond).....	32
Resim 9:	Fiber materyal (everStick NET)	33
Resim 10:	Bitirme frezi	35
Resim 11:	Cila diskleri.....	35
Resim 12:	Dişlere iki tabaka tırnak cilası uygulaması	36
Resim 13:	Dişleri kesmek için kullanılan Isomet	37
Resim 14:	Boya penetrasyonun derecesini saptamak için kullanılan Stereomikroskop.....	38
Resim 15:	Polimerizasyon büzülmesini ölçmek için kullanılan Acuvol cihazı	39
Resim 16:	Grup 1'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	43
Resim 17:	Grup 2'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	44
Resim 18:	Grup 3'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	45
Resim 19:	Grup 4'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	46

Resim 20:	Grup 5'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	47
Resim 21:	Grup 6'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	48
Resim 22:	Grup 7'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	49
Resim 23:	Grup 8'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü	50

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin en önemli sorunlarından biri, mikrosızıntıdır. Mikrosızıntı, restoratif materyal ile kavite duvarı arasından bakteri, sıvı, molekül, enzim, asit ve iyonların mikroskobik geçişi şeklinde tanımlanır (1). Mikrosızıntıya bağlı olarak dişlerde renk değişikliği, aşırı duyarlılık, ikincil çürükler ve hatta pulpaya ait sorunlar gelişebilir. İleri durumlarda ise restoratif materyalde kırılmalar ve restorasyonun kaybı görülebilmektedir (1,2,3,4,5). Bu nedenle ideal bir restoratif materyal, diş dokularına adezyon ile bağlanarak mikrosızıntıyı önlemelidir (1).

Günümüzde restoratif materyal olarak; estetik görünümleri, civa içermemeleri,yalıtkan oluşları ve diş dokularına bağlanabilme özellikleri nedeniyle kompozit rezinler posterior dişlerde de sıklıkla tercih edilmektedir (6). Ancak bu materyallerin renklenme, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi, çözünürlük, mikrosızıntı gibi olumsuzlukları henüz tam olarak giderilememiştir (7).

Son yıllarda, kompozitlerin inorganik yapısındaki partikül büyüklüğü, şekli, sayısı ve hacmi üzerinde yapılan değişiklikler ile fiziksel ve mekanik özelliklerinde iyileştirmeler yapılmıştır. Günümüzde nanometrik boyutta doldurucu partikül içeren yeni kompozit rezinler üretilmektedir (8,9). Nano-kompozitler mikrofil kompozitler ile karşılaştırıldığında, yüksek ışık geçirgenliği, iyi cilalanabilirlik ve cilalı yüzeyin korunması gibi avantajlara sahiptir. Bu materyallerin sergiledikleri fiziksel özellikler ve aşınma dirençlerinin de en az hibrit kompozit rezinler kadar iyi olduğu bildirilmiş, nanokompozit restoratif materyallerinin hem anterior hem de posterior bölgede rahatça kullanılabilir materyaller olduğu belirtilmiştir (10).

Akışkan (flowable) kompozitler, geleneksel kompozitlerin enjekte edilebilen türüdür. Bu kompozitler hibrit kompozitlerdeki küçük inorganik doldurucu partikül boyutunu koruyarak, daha düşük oranda doldurucu içerirler (11,12). II. sınıf

restorasyonlarda gingival basamağa uygulanan akışkan kompozitlerin mikrosızıntıyı azalttığı yapılan *in-vitro* çalışmalarda bildirilmiştir (13,14,15,16,17).

Kompozit rezinin kaviteye uygulanma yöntemi, mikrosızıntı açısından oldukça önemlidir. Daha önceleri kompozit kaviteye kütleli (*bulk technique*) bir şekilde uygulanırken, yapılan araştırmalar sonucunda, tabakalı teknik (*incremental technique*) uygulamasının restorasyonda meydana gelen mikrosızıntıyı azalttığı bildirilmiştir (4,18,19,20,21,22).

Diş hekimliğindeki son yeniliklerden birisi de fiber materyallerin kullanılmasıdır. Fiber materyaller mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha yüksek olması nedeniyle kuron-köprü protezleri (fiber köprülerde), periodontoloji (periodontal splintlemede), konservatif tedavi (restorasyonların tabanında veya diastema kapatılmasında), ortodonti (ortodontik retainer olarak), endodonti (endodontik postlarda), avülse dişlerin stabilizasyonu gibi diş hekimliğinde farklı alanlarda kullanılmaktadır (23,24,25,26,27,28). Hem Ribbond fiber ağ hem de everstick NET fiber ağ materyalinin restorasyonlardaki mikrosızıntıya ve kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisi hakkında literatür incelemesi yapılmış fakat herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu çalışmada, nanofil kompozit ile restore edilmiş II. sınıf MOD restorasyonlarda farklı fiber ağlarının, farklı uygulama tekniklerinde ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulanmasında mikrosızıntıya etkileri ile fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisinin *in-vitro* incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Mikrosızıntı, restoratif materyal ile kavite duvarı arasından bakteri, sıvı, molekül, enzim, asit ve iyonların mikroskobik geçişi olarak tanımlanabilir (1). Mikrosızıntı günümüzde restoratif diş hekimliğinin en büyük sorunlarından birisidir. II. sınıf restorasyonlarda mine-sement birleşme hattında sıklıkla görülür (29,30,31).

Mikrosızıntının en önemli nedeni, restoratif materyal ile diş sert dokusunun ısı değişimleri karşısında gösterdikleri genleşme ve büzülme oranlarının farklı olmasıdır. Restorasyon materyali ile diş sert dokusunun ısıl genleşme katsayıları arasındaki bu fark nedeniyle, ağız içi ısısının düşmesi restorasyon ve diş yüzeyleri arasında negatif basınç oluşturarak ağız içi sıvılarının kenardan sızmasına neden olur (32,33).

Kompozit restorasyonlarda, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi, meydana gelen ısı farklılığı ve tekrarlayan ısıl ve/veya mekanik stresler sonucunda meydana gelen aşınmalar kenar uyumunu azaltan faktörlerdir (34).

Restoratif diş hekimliğinin önemli amaçlarından birisi de dentinin ağız ortamı ile ilişkisini kesmek, pulpanın zarar görmesini ve ileride oluşabilecek çürükleri önlemektir (35). Suyun veya diğer ürünlerin restorasyon ile diş sert dokusu arasına sızması iki şekilde olabilir. Geniş boşluklar olduğu takdirde, su, büyük moleküller ve bakterilerin bu boşluğu doldurmasına “mikrosızıntı” denir. Meydana gelen boşluk küçük ise ve sadece su veya küçük moleküller sızabiliyorsa, bu tür sızıntıya “nanosızıntı” adı verilir. Bu iki tür sızıntı eş zamanlı da meydana gelebilmektedir (35).

Nanosızıntı, morfolojik olarak gümüş iyonları ile tespit edilir (36,37). Nanosızıntı, adeziv rezin ile etkili bir şekilde dolmayan hibrit tabakası veya demineralize alanlar olduğunu gösterir (38). Bu boşluklar bakterilerin, enzimlerin, mineral tuzların ve suyun geçişine izin vermezler (37,39,40). Bununla birlikte oluşan bu küçük boşluklar hidrolitik bozulmayı etkileyebilecek niteliktedir (41). Mikrosızıntı

değerlendirmesindeki diğer testlerde kullanılan yapay eskitme faktörleri, nanosızıntı ölçümleri için de kullanılabilir. Ancak nanosızıntı, termal siklusedan (42) veya mekanik yükleme siklusedan (43) az etkilenmektedir. Rezin-dentin bağlanma bölgesi, rezin-mine bağlantı bölgesine göre daha çok nanosızıntı gösterir (44,45).

Restorasyonlarda mikrosızıntıdan kaynaklanan sorunlar arasında adeziv bağlanmanın bozulması, postoperatif duyarlılık, kenar renklenmesi, ikincil çürükler, pulpa iltihapları ve ileri boyutunda pulpa nekrozu sayılabilir. Daha ileri durumlarda ise restoratif materyalde kırılmalar ve restorasyonun kaybı görülebilmektedir (2,3,4,5,17,29,33,46,47,48,49,50,51,52).

Son yıllarda restoratif diş hekimliğinde önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Piyasaya sürülen bir restoratif materyalin *in-vivo* şartlardaki başarısını tespit edebilmek için belirli bir süre geçmesi gerekir. Ancak restoratif materyallerdeki hızlı gelişmeler sonucunda, bir materyalin klinik performansı hakkında bilgi öğrenilinceye kadar, o materyal piyasadan çekilip, onun yerine yeni bir materyal piyasa sürülmektedir. Bu sebeple, materyaller hakkında yapılan uzun dönem klinik çalışmaların pek bir önemi de kalmamaktadır (2). Tüm bu unsurlar gözden geçirildiğinde, herhangi bir restoratif materyalin başarısını tespit etmek için *in-vitro* çalışmalar yapmak kaçınılmaz olmuştur (53,54,55). Ayrıca bu yöntemlerle elde edilen mikrosızıntı değerleri, teorik olarak klinikte oluşabilecek mikrosızıntı hakkında da bilgi verir (56,57,58).

2.1 Kompozitler ve Mikrosızıntıya Etkileri

Kompozit rezinler organik polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller ve ara faz (bağlayıcı faz) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. İnorganik partikül kısmında kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, stronsiyum, borosilikat cam, çinko ve itriyum cam, baryum, baryum alüminyum silikat bulunur. Organik faz kısmı ise Bisfenol-A-glisidilmetakrilat (Bis-GMA)'dır (59,60,61). İnorganik faz ile organik polimer matriks arasındaki bağlanmaya ara faz denir. Bu bağlayıcı ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur (62).

Kompozitlerin inorganik yapısındaki partikül büyüklüğü, şekli, sayısı ve hacmi üzerinde yapılan değişiklikler ile fiziksel ve mekanik özelliklerinde iyileştirmeler yapılmıştır. Partiküllerin büyüklüğüne göre kompozitler farklı şekilde sınıflanabilmektedir. Kompozitlerin partikül büyüklüğüne göre sınıflaması yapıldığında sırasıyla megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil sayılabilir (59). Ancak son dönemlerde üretici firmalar bu grupların da dışına çıkarak mikrohibrit ve nanohibrit gibi yeni farklı gruplar oluşturmuşlardır. Bu gelişmelerin yanı sıra kompozitlerin daha fazla bağlanabilmesi ve renk değişimine daha dirençli olması için Bis-GMA'nın yanında üretan dimetakrilat (UDMA) da organik yapıya katılmıştır (63).

Adeziv diş hekimliğinde başarının en önemli unsuru, rezin esaslı restoratif materyalin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmesidir. Kompozit rezinlerin veya bağlanma ajanlarının yetersiz polimerizasyonunda bir çok sorun ile karşılaşılır. Kompozitler için "polimerizasyon derinliği" kavramı söz konusudur. Polimerizasyon derinliği, görünür ışığın kompozit rezin içerisine penetre olabilme yeteneğidir (64,65,66). Kompozit materyalinin posterior bölgede derin kavitelere kullanılabilmesi, materyalin polimerizasyon derinliği ile ilgilidir. Derin kavitelere yeterli polimerizasyon sağlanması, restorasyonun ömrü açısından önem taşır (7).

Polimerizasyon derinliğini etkileyen bir başka faktör ise kompozitin partikül büyüklüğü ve rengidir (7). Koyu ve opak olan rezinlerde pigment oranının fazla olması ışık geçirgenliğini azaltır. Mikrodolduruculu kompozitlerde ise partiküllerin ışığı dağıtması polimerizasyon derinliğini sınırlar. Bu nedenle, opak, koyu renkli ve mikrodolduruculu kompozitlerde ışık verme süresi 10 saniye arttırılmalıdır (59).

Son yıllarda kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinde, aşınma dirençlerinde ve estetik potansiyellerinde önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Buna bağlı olarak kompozit rezinler sadece çürüklerin tedavi edilmesinde değil, kozmetik düzeltmelerde (diastema kapatılması, çivi dişin ideal morfolojisine dönüştürülmesi vs.) ve viner yapımında da sıklıkla kullanılmaktadır (67).

2.1.1 Nanofil Kompozitler

2000'li yılların bilimine nanoteknoloji damgasını vurmaktadır. Bilimin bir çok dalı bu yeni teknolojiyi kullanmış ve nanoteknoloji dış hekimliğine de girmiştir (68).

“Nano” kelimesi metrenin milyarda biri (1 nanometre = 10^{-9} metre) anlamına gelen çok küçük bir ölçü birimi olup, Yunanca kökenli bir kelimedir (68).

Günümüzde nanometrik boyutta doldurucu partikül içeren yeni kompozit rezinler üretilmektedir (8,9). Geleneksel kompozitlerin üretimi ile nanopartiküllü kompozit rezinlerin üretimi arasında farklılıklar vardır. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde olur. Buna karşın nanopartikül teknolojisinde elde edilen partikül, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (10).

Kompozitlerin organik polimer matriksleri karşılaştırıldığında, geleneksel, hibrit ve nanopartiküllü kompozit rezinler, benzer polimer yapıdan oluşmaktadır. İnorganik doldurucu partiküller ise nanomer ve nanomer grupları olarak iki kısımdan oluşur (8).

Nanomer yapısı, 25-75 nm boyutlarındaki tek tek partikülleri ifade etmektedir (68). Nanomerler kompozit organik polimer matriksinde ayrı ayrı bulunurlar. Nanomerlerin yüzeylerinde organik faz ile bağlantı gücünü arttırmak için ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum, organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (68).

Organik polimer matriks içerisine katılan nanomer grupları ise, 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği yapıdır. Bu yapı, silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Restorasyona gelen basınçlar neticesinde bu nanomer grupları tek büyük bir partikül şeklinde direnç gösterir. Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanometrik boyutta kopmalar meydana gelmektedir.

Nanomer gruplarının bu özelliği nano-kompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır. Yeterli bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için, nanokompozitlerin organik polimer matriksinin içine, nanomer ve nanomer grupları birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı meydana getirilmiştir (8,9,10,68).

Nanofil kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için görünür ışık ile emilim veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Ayrıca bu doldurucular silika kökenli olmayabilir. Partiküller çok küçük oldukları için çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler (12,68).

Nanokompozitlerin avantajları:

a-) Yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı açısından, nanomer kompozitler diğer geleneksel kompozit rezinlere göre daha üstün özellikler sergiler. Bu nedenle nanokompozit rezinler de mikropartiküllü kompozitler gibi yüksek düzeyde cilalanabilirlik özelliğine sahiptirler.

b-) Yapılarına daha yüksek oranda doldurucu partikül katılır. Bu nedenle mekanik özellikler bakımından hibrit kompozitlerden daha yüksek kırılma ve aşınma direnci sergilemektedirler.

c-) Nanokompozitlerde doldurucu partikül oranı yüksek olduğu için, organik polimer matriks geleneksel kompozit rezinlere göre hacimce daha azdır. Bu sebeple, polimerizasyon büzülmesi sorunu da azalmıştır. Bu oranın %1.5'ler civarına çekildiği bildirilmektedir. Ayrıca, organik matriksin azalması materyalde gerçekleşen su emiliminin de azalmasına neden olur. Böylece restorasyon beslenme ile alınabilecek boyayıcı maddeleri daha zor absorbe eder ve estetik açıdan daha uzun süre hizmet verebilir.

d-) Nanopartikül boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olması, bu materyallere bir çok estetik ve optik özellikler kazandırmakta ve geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler.

e-) Nanokompozitler polimerizasyonun son safhasına (son sertliğine) kısa sürede ve iç gerilim oluşturmadan ulaşırlar (9,10,69,70,71,72,73,74,75,76,77).

Nano-kompozit materyaller mikrofil kompozitler ile karşılaştırılabilir oranda yüksek translusens, iyi cilalanabilirlik ve cilalı yüzeyin korunması özelliklerini taşımakta olup, bu materyallerin sergiledikleri fiziksel özelliklerin ve aşınma dirençlerinin de en az hibrit kompozit rezinler kadar iyi olduğunu bildirilmiş, nanokompozit restoratif materyallerinin hem anterior hem de posterior bölgede rahatça kullanılabilir materyaller olduğu belirtilmiştir (10).

Nanokompozitlerde polimerizasyon stresinin daha az olduğu bilinmektedir. Genel olarak inorganik partiküller ne kadar küçükse yüzey alanı o kadar fazla olur ve doldurucunun yüzeyini ıslatmak için o kadar fazla monomer gerekir. Monomer miktarı artınca da polimerizasyon büzülmesi artar. Doldurucunun küme haline getirilmesi ile bu büzülmenin bir kısmının azaldığı bildirilmiştir (69).

Laboratuvar çalışmalarındaki başarının klinik açıdan da desteklenmesi şüphesiz bir restoratif materyal için aranan bir unsurdur. Bu nedenle yeni yapılacak *in-vivo* çalışmalara ve klinik takiplere ihtiyaç vardır. Nanokompozit diş hekimliği pratiğinde yeni bir materyal olduğu için bu konuda bilimsel çalışmalar henüz yeni yapılmaktadır.

2.2 Dentin Bağlayıcıları ve Mikrosızıntıya Etkileri

Adeziv diş hekimliğinde başarılı bir restorasyon elde edebilmek için, yüksek bir kenar uyumu sağlamak gerekir. Kenar uyumunu arttırmak ise, restoratif materyal ile diş sert dokusu arasında iyi bir adeziv bağlanmanın oluşmasına bağlıdır (78). Dentin

bağlayıcılar, kompozit rezinlerin, dişe ve özellikle kavite kenarlarına uyumunu arttırmak için kullanılmaktadırlar (77).

Günümüzde dentin bağlayıcıların, kompozit rezin ve dentin arasında oluşturduğu mikromekanik adezyon mekanizması iki şekildedir: Asitli (total-etch) sistemlerde, dentin ve mine asitlenerek smear tabakası kaldırılmakta ve dentin kanallarının ağızları tamamen açığa çıkarılmaktadır (79,80). Kendinden asitli (self-etch) sistemlerde ise smear tabakası fosforik asit jellerden daha yüksek pH'ya sahip asidik fonksiyonel monomerlerle çözülmekte veya modifiye edilmektedir (81). Self-etch sistemler aynı anda hem dentinin inorganik komponentini dekalsifiye eder hem de kollajen fibriller arasına infiltre olurlar (82). Bu sistemler, teknik duyarlılıklarının asitli sistemlerden daha az olması, klinik uygulamalarının daha kısa süreli olması, asitleme yıkama ve kurutma işlemlerinin kaldırılması ve bu işlemler sırasında ortaya çıkabilecek daha fazla asitleme veya dentini aşırı kurutma riskinin ortadan kalkması gibi nedenlerden dolayı diş hekimleri tarafından tercih edilir hale gelmiştir (83).

Mikrosızıntının azaltılmasında dentin bağlayıcıların önemi büyüktür (84). Self-etch adeziv sistemlerde, smear tabakası uzaklaştırılmadığı için kavitede çürük temizlendikten sonra bakterilerin kalabileceği ve antibakteriyel etkili ajanların bu sistemlere eklenmesinin büyük önem taşıdığı ileri sürülmüştür (85). Bu düşünceden hareketle antibakteriyel etkili yeni bir monomer geliştirilmiştir (85). Dört değerli amonyum anoloğu olan 12-metakriloiloksidodesil piridinyum bromür içeren monomer, MDPB olarak isimlendirilmiştir. MDPB iyon salmayan tip monomer olup, dipe monomerlerle kopolimerize olabildiği için sertleşme reaksiyonundan sonra polimer ağın içinde hareketsiz kalmakta ve salınım yapmaksızın antibakteriyel etkinlik gösterebilmektedir. Bu monomeri içeren materyaller, antibakteriyel etkinliklerini, materyal polimerize olduktan sonra bakterilerle yüzeysel temastan sonra gösterirler ve etkinlikleri zamanla azalmaz (86).

Günümüzdeki adeziv sistemler, mineye ve dentine farklı bağlanma gösterirler. Mineye olan bağlanma dentine olan bağlanmadan daha yüksektir. Dentinde daha zayıf

bir bağlanma olabileceği için, dentinde mikrosızıntı olasılığı daha yüksektir (45,87,88,89).

Adeziv diş hekimliğinin vazgeçilmez unsuru olan dentin bağlayıcılar sınıflanırken, son yıllarda araştırmacılar bu sınıflamayı değiştirmişlerdir. Yeni sınıflama, meydana gelen terminoloji karmaşasına da son vermiştir. Yapılan bu yeni sınıflama şöyledir:

- a-) Total-etch sistemler
- b-) Self-etch sistemler
- c-) Cam iyonomer içerikli sistem (35,90,91)

2.2.1 Total-etch Sistemler

Bu sistem yabancı literatürde “etch & rinse” diye de isimlendirilebilir (92). Bu sistem uygulama türüne göre ikiye ayrılır:

2 basamaklı sistem: 2 basamaklı sistemde asit uygulaması yapıldıktan sonra aynı şişede yer alan primer ve dentin bağlayıcısı (bonding) uygulanır.

3 basamaklı sistem: 3 basamaklı sistemde önce asit, daha sonra primer ve en sonra dentin bağlayıcısı uygulanır. Yani her materyal farklı şişelerde yer alır ve ayrı ayrı kullanılır.

2.2.2 Self-etch Sistemler

Self-etch sistemler, total-etch sistemlere göre daha avantajlı sistemlerdir. Ayrıca asit uygulama işlemi olmadığı için, yıkama da yapılmamaktadır ve klinikte diş hekimine zaman kazandırmaktadır. Restorasyonun yapımındaki teknik duyarlılık daha az olmaktadır. Bu sistem de ikiye ayrılır (92,93):

1 basamaklı sistem: Tüm materyaller (asit, primer ve dentin bağlayıcısı) aynı şişede yer alır ve üçü birlikte tek seferde uygulanır.

2 basamaklı sistem: 2 basamaklı sistemde önce asit ve primeri birlikte içeren ilk şişe kullanılır. Daha sonra dentin bağlayıcısı uygulanır.

2.2.3 Cam İyonomer İçerikli Sistem

Cam iyonomer içerikli sistemde, önce diş yüzeyini temizlemek için polialkenoik asit uygulanır. Bu şekilde smear tabakası uzaklaştırılmış ve 0.5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibril ağ açığa çıkmış olur. Böylece cam iyonomer bileşikleri fibrillerin içine yayılır ve hibridizasyon prensibini izleyerek mikromekanik bir bağlantı oluşturur. Ayrıca hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile polialkenoik asitin karboksil grupları arasında iyonik bir bağlanma daha meydana gelir. Bu şekilde bir kimyasal tutunma oluşur ve bu bağlanma hidrolitik bozulmaya direnç göstermesi bakımından yararlıdır (92).

2.3 Akışkan Kompozitler ve Mikrosızıntıya Etkileri

Akışkan (flowable) kompozitler, geleneksel kompozitlerin enjekte edilebilen türüdür. Bu kompozitler hibrit kompozitlerdeki küçük inorganik doldurucu partikül boyutunu koruyarak, daha düşük oranda doldurucu içerirler (11,12). Dolayısıyla materyalin organik polimer matriks kısmı artarak viskozitesi daha düşük bir ürün elde edilir. Bu nedenle akışkan kompozitlerin pit ve fissür gibi dar boşluklara akması kolaylaşır (94). Ancak akışkan kompozitler hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında, akışkan kompozitlerin organik matriks oranı daha fazla olduğu için polimerizasyon büzülmesinin ve aşınmasının arttığı, dayanıklılığının azaldığı görülmektedir (11).

Akışkan kompozitlerin pit ve fissürleri korumak için uygulanan fissür örtücülerden farkı doldurucu oranlarının artırılmış olmasıdır. Bir başka deyişle inorganik doldurucu partikül oranı açısından incelendiğinde akışkan kompozitler; fissür örtücüler ile hibrit kompozitler arasında yer almaktadırlar.

Akışkan kompozitlerin endikasyonları arasında şunlar sayılabilir:

- 1-) Çok küçük preparasyon yapılan kavitelere kullanılabilirler
- 2-) Pit ve fissür koruyucu olarak uygulanabilirler
- 3-) Posterior bölgede ulaşılması güç bölgelerde veya iyi penetrasyon gereken kavitelere enjekte edilebilir olmaları nedeniyle tercih edilebilirler
- 4-) V. sınıf kavitelere (aşınma ve çürüklerin restorasyonunda) uygulanabilirler
- 5-) II. sınıf kavitelere gingival basamağın ilk tabakası olarak, özellikle kondanse edilebilir kompozitlerin altında kenarlardaki boşlukları önlemek ve stresi kıran, esnek bir yapı olarak kullanılabilirler
- 6-) Küçük mine defektlerinin restorasyonunda tercih edilebilirler
- 7-) Küçük III. sınıf kavitelere kullanılabilirler
- 8-) Kompozit restorasyonların deşim noktalarını yeniden oluşturmak için uygulanabilirler
- 9-) Amalgam, kompozit ve kuronların kenarlarındaki açıklıkların restorasyonunda tercih edilebilirler
- 10-) Koruyucu rezin restorasyonu olarak kullanılabilirler
- 11-) Porselen tamirinde tercih edilebilirler
- 12-) Air-abrazyon preparasyonlarının restorasyonunda uygulanabilirler (5,11,29,95,96).

Tüm bu endikasyonlarına rağmen akışkan kompozitler en çok II. sınıf kavitelere kondanse edilebilir kompozitlerin tabanında ilk tabaka olarak kullanılırlar. Akışkan kompozitlerin elastisite modülü düşük olduğundan, tek başına veya kaide maddesi olarak kullanılması durumunda, stres absorbe edici esnek bir yatak rolü oynarlar (5,46,95,96).

Akışkan kompozit kullanımının, rezin-dentin arayüzünde belirgin şekilde daha az kenar aralığı oluşturduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, minenin asitlenmesini takiben akışkan kompozit kullanımının, mine-rezin arayüzünde meydana gelen kenar aralığı ve mine duvarlarında bu nedenle oluşan çatlakları önleyemediği de gösterilmiştir (97).

2.4 Polimerizasyon Büzülmesi ve Mikrosızıntıya Etkileri

Kompozit rezinler, polimerizasyon sırasında monomer yapıdan polimer yapıya geçerken büzülme gösterirler (3,98). Buna “polimerizasyon büzülmesi” denir. Bütün rezin bazlı restoratif materyaller polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu büzülme esnasında kompozit yapı, diş sert dokusundan ayrılma eğilimi gösterir. Bunun sonucunda kavite yüzeyleri arasında stres oluşur ve “gap formation” diye isimlendirilen boşluklar meydana gelir (99,100). Bu boşluklar dental materyalin adezyonunun zayıf olmasına ve adaptasyon eksikliğine bağlı olarak oluşur ve genişlikleri 20-50 µm'dir (39). Posterior restorasyonlarda kavitenin gingival kenarında sıklıkla görülür. Kompozit rezinlerde oluşan bu boşluğu en aza indirmek amacıyla bir çok dentin bağlayıcı sistem geliştirilmesine rağmen, restorasyonların servikal bölgelerinde mikrosızıntı halen gözlenmekte ve bu durum klinik olarak sorun yaratmaya devam etmektedir (101,102). Bu durum asitle pürüzlendirme ve bonding sistemlerinin uygulanması ile önlenmeye çalışılır (63).

Polimerizasyon büzülmesi, kimyasal yolla sertleşen kompozitlerde kütlelerin merkezine doğru, ışık ile sertleşen kompozitlerde ışık kaynağına doğru meydana gelir (103). Bunun sonucu küçük bir aralık oluşabilir ve kenar uyumu bozulabilir (61).

Rezin yapısı, inorganik doldurucu partikül oranı ve doldurucu tipi polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler arasında sayılabilir (63,104). Yüksek molekül ağırlığı olan kompozit rezinler daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler (46).

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit restorasyon ile diş sert dokusu arasında strese yol açar (17). Bu büzülmenin kliniğe yansması, kenar aralığı oluşumu ve sızıntı sonucunda meydana gelen postoperatif duyarlılık, kenar renklenmesi ve ikincil çürük şeklinde olmaktadır (5,17,32,87,100,103,105,106,107). Tüm bu olumsuzluklar bir arada meydana gelirse restorasyonun kaybı söz konusu olabilir (49).

Polimerizasyon büzülmesi ile mikrosızıntı, birbirleriyle ilişkili kavramlardır ve bunların azaltılması için bir çok yöntem önerilmiştir (108). Bu yöntemler, ışık ile polimerize olan kompozitlerin tabakalar halinde kaviteye uygulanıp polimerize edilmesini (109), kavite yüzey kenarlarının bizotajlanmasını (110), rezinle veya poliasitle modifiye cam iyonmerlerin kaide maddesi olarak (111) veya sandviç tekniği ile kullanılmasını (103,112) ve aşamalı ışık cihazlarının kullanılmasını kapsamaktadır (113).

Polimerizasyon sresinin uzatılması veya ilave polimerizasyon bu sonucu değiştirebilir. Örneğin okluzal yüzeyden verilen ışığa ek olarak, vestibül veya palatinal yüzeylerin mine ve dentininden ışık iletilerek ilave polimerizasyon sağlanabilir (7). Böylece kompozit rezinin yetersiz polimerizasyonu nlenmiş olunur.

Kaviteye yerleştirilen kompozit, ışığın geldiği yöne doğru polimerize olacağı için, ışığın vestibül ve lingual diş yüzeyinden verilmesi polimerizasyon büzülmesini de yönlendirecektir. Dolayısıyla kompozitin kavite duvarına doğru polimerize olması ile daha iyi bir bağlanma sağlanabilir (7). Bağlanma ne kadar kuvvetli olursa, mikrosızıntı da o kadar az olacaktır.

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler řu şekilde sınıflanabilir:

1-) Kavite geometrisi:

a-) Konfigürasyon faktörü (C faktörü)

b-) Kavite büyüklüğü

2-) Kompozitin kaviteye uygulanma tekniği:

a-) Tabakalı teknik

b-) ışığın pozisyonu

3-) Restoratif materyalin fiziksel özelliği:

a-) Elastisite modülü

b-) Boyutsal değişme (büzülme) (5,50,103)

Kavitenin büyüklüğü ve konfigürasyonu karşılaştırıldığında, kavite konfigürasyonunun polimerizasyon bzlmesinde daha etkili rol oynadığı

bilinmektedir. Konfigürasyon faktörü (C faktörü), bağlanma gösteren yüzey sayısının bağlanma göstermeyen yüzey sayısına oranıdır (5). Yüksek C faktörü içeren kavitelere, polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek için tabakalama tekniğinin kullanılması gerekmektedir (5).

Yüksek elastisite modülü olan kompozit rezinler, polimerizasyon esnasında yüksek büzülme stresi gösterirler (5). Resin kompozitlerde büzülme stresi, hacimsel veya doğrusal büzülme ölçümleri ile ilgili değildir ancak elastisite modülü ile ilişkilidir.

Şeffaf olan mineden ışık rahatlıkla ilerlerken, dentinden geçiş esnasında ışık yoğunluğunda azalma görülebilir. Bu durumda yetersiz polimerizasyonun oluşması, ışık verme süresi artırılarak engellenebilir (Transenamel polimerizasyon tekniği) (7).

Günümüzde kompozit uygulamalarında tabakalı sistem kullanılmaktadır (66). Bu sistemin amacı, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır. Kompozit kütleli (*bulk technique*) bir şekilde kaviteye yerleştirilirse, kavitenin derinliğine yeterli ışık ulaşamayıp, polimerizasyonun eksik olmasına neden olur (7). Kuron boyu yüksek olan kişilerde de aynı sorun ile karşılaşılabilir. Bu durumda II. sınıf kavite için aproksimal bölgelerinde gingival basamağa dikkat etmek gerekmektedir. Işık cihazının ucunun basamağın tabanına en uzak mesafede olduğu unutulmamalı ve yeterli polimerizasyon sağlanmalıdır. Eğer restorasyonda metal matris kullanıldıysa, metal matris çıkarıldıktan sonra ideal polimerizasyonu elde edebilmek için, aproksimal bölgeye bir kez daha vestibül ve lingual yüzeyden ışık tutulabilir (114). Şeffaf matris kullanılabilen kavitelere ise, ışık geçiren kama ile ilk polimerizasyon gerçekleştirilir. İlk verilecek ışığın vestibül veya lingual mine duvarından verilmesi oluşabilecek polimerizasyona bağlı stresi (contraction stress) de azaltabilir (48). Daha sonra polimerizasyon okluzal yüzeyden yapıldığında, bağlanma ajanı ile kompozitin bağlanması gerçekleştiği için, bağlanma ajanının kavite duvarı veya kompozitten ayrılma olasılığı azalabilir. Kavite duvarının dışından verilecek ilk ışık ile, ışık cihazlarındaki 'soft-start' mantığı gerçekleştirilir. Soft-start modu olan ışık cihazlarında ışık şiddeti giderek artan yapıdadır ve polimerizasyona bağlı stresi azaltmak üzere tasarlanmıştır (115,116,117). Kompozitin yukarıda anlatılan şekilde

polimerize edilmesi, (Birinci polimerizasyon dışın dış yüzeyinden, ikinci polimerizasyon materyalin üzerinden) “uygulamada soft-start” modelini oluşturabilir. Bu şekilde istenilen ideal polimerizasyon sağlanabilir.

Yetersiz polimerizasyonda, restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri etkilenebilir ve restorasyonda mikrosızıntı, renkleşme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutunmasının azalması, restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar görülebilir (63,70,118,119,120,121,122,123,124,125).

2.5 Işık Aletleri ve Mikrosızıntıya Etkileri

Işık ile polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için kamforokinon kullanılır (3,126,127). Polimerizasyonu başlatan bu yapıya uygun dalga boyunda ışık verilmelidir (128). Uygun olmayan dalga boyunda veya yetersiz güçte verilen ışık sonucunda kompozit istenilen şekilde polimerize olmaz (119,122,123). Yetersiz polimerizasyonda ise materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri optimum düzeyde olamaz ve restorasyonda başarısızlıklar ve hatta restorasyonların kaybı söz konusu olabilir (119,120,121,125).

Işık kaynağının tipi ve şiddeti, polimerizasyon derinliğini etkileyen bir başka faktördür. Her ışık cihazının bir ömrü vardır. Eski cihazların verdiği ışık gücü ile yeni bir ışık kaynağının verdiği güç aynı değildir. Bu nedenle cihazların etkili dalga boyunda ışık verip vermediği radyometre kullanılarak kontrol edilmelidir (129,130,131).

Işık cihazına bağlı sorunların başında voltajın düşmesi, ampulün bozulması ve ışık tübü ucunun kirlenmesi yer alabilir (132). Kavitenin derin kısımlarında yeterli derecede polimerize olmayan kompozit rezin artık monomer geçişi ile pulpada sorunlara neden olabilir (119).

Işık cihazında beklenen özellikler şunlardır:

1-) Güç: Işık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır. Işık kaynaklarında güç birimi mW'dır (128).

2-) Işık yoğunluğu: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne denir. Birimi mW/cm²'dir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık yoğunluğunun en az 300 mW/cm² olması gerekmektedir. Ucu daha büyük olan ışık cihazları daha fazla güce sahiptirler ancak ışığın yayıldığı birim alan daha büyük olduğu için birim alanda ışık yoğunluğu daha az olur (133). Işık yoğunluğu; cihazın gücü artırılarak veya cihazın ucunun çapı küçültülerek (ışık veren ucun birim alanının daraltılması ile) kontrol edilebilir (125,131,134).

3-) Dalga boyu: Işığın yaydığı elektromanyetik dalga boyudur. Işık ile polimerize olan kompozitlerin içinde sıklıkla kullanılan aktivatör olan kamforokinon, 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır (121,126,127,130,131,132,135).

Işık cihazının ucunun polimerize edilecek kompozit kütlesine mesafesi, derin II. sınıf kaviteletin aproksimal bölgesinde, ışık cihazı ile kavite tabanı arasında 8 mm'ye kadar çıkabilmektedir (136). Bazı üretici firmalar, polimerizasyon derinliği 5 mm olan kompozitler ürettiklerini iddia etmişlerdir ancak günümüzde klinik uygulamada 2 mm'li tabakalı teknik uygulanmaktadır (5,59,66,87,116).

Işık kaynağının pozisyonu, polimerizasyonu yakından ilgilendirir. Çünkü ışığın transferindeki yoğunluk kaybı, yüzey yansımaları, diş dokusu üzerinden ışık verme gibi nedenlerle, ışık yoğunluğunda %90 azalma meydana gelebilir. Işık cihazının kompozit rezine mesafesi de önemlidir. Rezine 10 mm mesafeden verilen ışığın yoğunluğunda %50 azalma olur (137).

Halojen ışık cihazları yaklaşık 400-500 nm dalga boyu arasında ışık yayarlar. Bu dalga boyu aralığında üretilen ışık, ışıkla sertleşen bir çok kompozitin içinde bulunan kamforokinon tarafından oldukça iyi emilir. Ancak ürettikleri ışığın küçük bir bölümü kompozitlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içermektedir. Geri kalan ışık

üretimi filtre edilerek ısı enerjisine dönüştürülür. Sonuç olarak elde edilen enerjinin büyük bir kısmı kullanım dışı kalarak boşa gitmektedir (119,125,131,134). Bu nedenle LED ışık cihazları, halojen ışık cihazlarına göre daha kalın bir kompozit tabakasını polimerize ederler (129).

Halojen ve plazma ark lambalar ise yüksek seviyede ısı açığa çıkararak ışık üretirler ve oluşan bu yüksek ısıdan dolayı ampul, reflektör ve filtre zaman içinde bozulabilir (134). Bu sebeple etkin bir polimerizasyon elde edilemeyebilir (138).

Plazma ark cihazlar, az enerji yoğunluğu uygularken, kompozit rezinin polimerizasyon derinliğini azaltabilir (7,116,139). Ayrıca yüksek ışık şiddeti uygulanırsa kavite duvarları ile restorasyon arasındaki büzülme stresi artar ve oluşan mikro aralığa bağlı olarak mikrosızıntı gerçekleşebilir (140). Bu sorunun üstesinden gelmek için “aşamalı ışık şiddeti” (soft-start) sistemi önerilmektedir (115,116). Kompozitin monomer yapısında değişiklik yapmadan ve aşamalı ışık yoğunluğu yöntemi kullanarak, mikrosızıntının azaldığını gösteren çalışmalar vardır (141,142,143,144).

Soft-Start ışık cihazları, kompozit rezin-mine-dentin bağlanmasında daha az stres yaratır ve bu nedenle restorasyonlardaki kenar aralığı azaltır (115). Bu cihazlarda önce kontrollü düşük ışık yoğunluğu ve sonra daha yüksek ışık yoğunluğu verilerek polimerizasyon yapılır (145,146). Bu yöntemdeki amaç, materyalin özelliklerini kaybetmeden kenar bütünlüğünü geliştirmektedir (115,146,147).

Yüksek ışık yoğunluğunda çalışan cihazlar; restorasyon-kavite arayüzündeki bütünlüğü bozabilir, restoratif kenar kırığı sıklığını, mine kenar kırığını, kenar açıklığını, büzülme streslerini artırabilir ve daha fazla mikrosızıntıya sebep olabilir (137,148,149).

2.6 Fiber Materyaller

Fiber materyaller, teknolojinin tüm dallarında olduğu gibi diş hekimliğinde de son zamanlarda sıklıkla kullanılan materyallerdir. Bu materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin artması ve bunun sonucunda daha dayanıklı olması nedeniyle, tedavilerde tercih edilme oranı artmıştır. Günümüzde fiberler, kuron-köprü protezlerinde (fiber köprülerde), periodontolojide (periodontal splintlemede), konservatif tedavide (restorasyonların tabanında veya diastema kapatılmasında), ortodontide (ortodontik retainer olarak), endodontide (endodontik postlarda), avülse dişlerin stabilizasyonunda kullanılmaktadırlar. Farklı kullanım yerlerine göre değişik tipte cam fiberler (çubuk, ağ, post) bulunmaktadır (23,24,25,26,27,28).

Ribbond; translusent, dayanıklı, uzun raf ömürlü, biyouyumlu ve kompozit içinde gözükmeyen bir materyaldir. Ribbond polietilen fiberden yapılmış bir materyaldir ve Leno Woven Ultra Yüksek Moleküler Ağırlık Polietilen Fiber (Leno Woven Ultra High Molecular Weight -LWUHM- Polyethylene Fiber, Ribbond) diye isimlendirilir. Bu fiber yapı kuvvetli olduğu için özel makası ile kesmek gerekir.

Tek aşamalı veya beşinci kuşak dentin bağlayıcıları Ribbond'u ıslatmak için kullanılmamalıdır. Çünkü bu materyaller asit veya aseton içermektedir ve bunlar da uzaklaştırılmalıdır.

Ribbond'un uygulandığı kompozit restorasyonlarda, geri kalan diş dokusunun kırılma direncini arttırdığı, bağlanma dayanımının arttığı, C-faktörün etkilerinin azaldığı, polimerizasyon büzülmesinin ve mikro çatlakların azaldığı, boyutsal stabilitenin korunduğu ve mikrosızıntının azaldığı belirtilmiştir (150).

Geleneksel yöntemde, başarılı bir restorasyon için yeterli miktarda diş sert dokusu kalmalıdır. Leno woven Ribbond fiberleri kompozit ile birlikte kullanıldığında, diş sert dokusu daha kolay korunabilir.

EverStick NET cam fiberden yapılmış bir materyaldir. Yapının sertliğini arttırarak direnç kazandırır. Restoratif diş hekimliğinde dentin bağlayıcılar ile birlikte kullanılması önerilmektedir (151).

Fiber materyallerinin diş hekimliğindeki kullanımları yeni olduğundan, mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi hakkında herhangi bir çalışma yoktur.

2.7 Mikrosızıntı Değerlendirmesinde Kullanılan Yöntemler

Kompozit rezinler piyasaya sürüldüğünden bu yana, mikrosızıntısı konusunda bir çok bilimsel çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda, boya penetrasyon yöntemi, hava basıncı yöntemi, bakteriyel çalışma yöntemi, radyoaktif izotop yöntemi, kimyasal işaretleyiciler yöntemi, termal ve mekanik siklus uygulama yöntemi, nötron aktivasyon analiz yöntemi, elektrokimyasal yöntem, tarama mikroskop analiz yöntemi gibi farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlar arasında en basit ve sıklıkla tercih edilen yöntem boya penetrasyon yöntemidir (2,77,152,153).

2.7.1 Boya Penetrasyon Yöntemi

Mikrosızıntı çalışmalarının büyük bir çoğunluğu, diş sert dokusu ile restorasyon arayüzüne sızan boya miktarını inceleyerek yapılmaktadır. Bu nedenle boya penetrasyon yöntemi, oldukça önemli bir yöntemdir (152,153,154,155). Bu yöntemde çekilmiş dişlere restorasyon yapılır, kök uçları rezin esaslı materyal ile kapatılır, restorasyon dışında kalan tüm diş yüzeyi cila (genelde bu iş için tırnak cilası kullanılır) ile kaplanır ve belirli bir süre boya içinde bekletilir. Daha sonra örnekler boyadan çıkartılır ve dişlerden kesit alınır ve bu kesitler mikroskop altında incelenir (153).

Boya penetrasyon yönteminde bazik fuksin, eritrosin, metilen mavisi, anilin mavisi, kristal viyole kullanılabilir (152). Diş hekimliği bilimsel çalışmalarında kullanılan boyalar, solüsyon veya farklı boyutlarda parçacık içeren süspansiyonlar şeklindedir. Boyanın yapısındaki parçacıkların çapı, dentin kanallarının iç çapından (1-4 µm) daha küçük olmalıdır (152).

Mikrosızıntı ölçüm yöntemlerinde kullanılan boyanın özelliği de oldukça önemlidir. Mikrosızıntı çalışmasında kullanılan boyanın rengini muhafaza etmesi istense de, bu her zaman mümkün olamayabilir. Örneğin anilin mavisi, kalsiyum hidroksit gibi ortamı alkalileştiren maddelerin varlığında rengini kaybeder. Bu durum boya penetrasyon yönteminin olumsuzluklarından biridir. Bir başka olumsuz yön, alınan kesitin küçük bir bölümünün incelenmesiyle, restorasyonun tümü hakkında bir değerlendirme yapma zorunluluğunun olmasıdır (152). Kullanılan boyaların toksik olmaması, kolay elde edilebilmesi ve ekonomik olması boya penetrasyon yönteminin avantajlarıdır (56).

Mikrosızıntının tayini için kullanılan yöntemde standardizasyon önemlidir. Mikrosızıntıyı tespit etmek için boyanın ne kadar yayılım gösterdiğine bakılır ve bu derecelendirilir (56). Mikrosızıntı çalışmalarında sonuçların değerlendirilmesi için boya penetrasyon yönteminde kullanılan skorlar Tablo 3'te sunulmuştur.

2.7.2 Termal ve Mekanik Siklus Uygulama Yöntemi

Restorasyonların kenar uyumunu ve mikrosızıntıyı belirlemek için tekrarlanan termal ve mekanik streslerin uygulanması sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Klinik koşulları taklit etmek amacıyla *in-vitro* restorasyonlarda, termal ve/veya okluzal kuvvetler uygulanmaktadır. Mikrosızıntıya mekanik siklusun etkisi, termal değişikliklerin etkisinden daha azdır. Termal siklusda, ağızda meydana gelebilecek ısı değişimleri *in-vitro* olarak taklit edilerek, diş sert dokusu ile restorasyon arasındaki ısıl genişleme katsayıları arasındaki fark ortaya konulabilir (2,152).

2.7.3 Radyoaktif İzotop Yöntemi

Bu yöntem, boya penetrasyon yönteminden sonra en sık kullanılan yöntemdir. Mikrosızıntı derecelerinin belirlenmesinde, boya yönteminden daha hassas olmasına rağmen diffüze olan sıvıların kimyasal aktivitesi ve iyonik etkileşimi, mikrosızıntı miktarını etkileyebilir ve farklı izotopların kullanımı, restorasyonlarda değişik sızıntı dereceleri gösterebilir. Bu yöntemin temelinde, diş sert dokusu ile restorasyon materyali

arasından geçen radyoizotopların otoradyografi ile saptanması yatmaktadır (155,156,157).

2.7.4 Hava Basıncı Yöntemi

Bu yöntemde, kök kanalı ve pulpa odası boyunca basınçlı hava verilerek statik bir sistem içinde kaybolan basınç ölçülür. Suyu gömülmüş restorasyon materyalinin kenarından hava kabarcıkları çıkışının mikroskopik olarak gözlenmesi, kenar bütünlüğü hakkında bilgi verir. Basınçlı hava yönteminin diş dokusu üzerine herhangi bir zararlı etkisi yoktur. Fakat bu yöntem ile, sızıntının gerçek boyutları hakkında detaylı bilgi edinilemez. Hava basıncı testleri restorasyonun tüm kenarları boyunca sızıntı olduğu fikrini verebilir ve bu durum klinik görüntüyü tam olarak yansıtmaktan uzaktır (152,153,155).

2.7.5 Kimyasal İşaretleyiciler Yöntemi

Bu yöntemde iki renksiz bileşik kullanılarak, gümüş tuzları gibi opak bir çökelti elde edilir. Kullanılan her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olması gerekir (152,156). Sadece küçük moleküllu olanların penetrasyonu ile görüntü elde edilmesi, dolayısıyla mikrosızıntının belirlenmesi olanaksızdır.

2.7.6 Bakteriyel Çalışma Yöntemi

Bakteriyel sızıntı çalışmaları, laboratuvar koşullarında çürük benzeri lezyonların, diş sert dokusu ile restorasyon arasındaki yüzeyde bakteriyel kolonizasyon yapabilme yeteneklerinin gözlenmesi temeline dayanır (152). Bu yöntemde mikrosızıntı sayısal olarak değil, nitel olarak tespit edilir. Bakterilerin, bakteri ürün ve toksinlerinin sızabilmesi için kenar aralığı, 0.5-10 µm veya daha fazla olmalıdır. Daha küçük aralıkların belirlenmesi bu yöntemle imkansızdır. Fakat bakteriyel yöntemlerle tespit edilemeyecek kadar küçük aralıkların, bakteri ürün ve toksinlerinin geçişine izin vermeyeceği için klinik açıdan pek bir önemi de yoktur (152,153,156).

2.7.7 Elektrokimyasal Yöntem

Mikrosızıntı değerlendirilmesinde elektrokimyasal yöntemin kullanılması, diş dokuları için yıkıcıdır ve klinik koşullarda kullanılamazlar. Bu yöntemde çekilmiş diş köküne bir elektrot yerleştirilerek, restorasyon ile iletişim sağlanır. Restore edilen diş elektrolit banyosuna batırılır. Diş ile banyo arasına potansiyel enerji uygulanır ve rezistanstan geçen akım ölçülerek mikrosızıntı değerlendirilir (152).

2.7.8 Tarama Mikroskop Analiz Yöntemi

Mikrosızıntı belirleme yöntemlerinden elde edilen sonuçlar, kavite kenarlarının mikroskopik analizleri ile desteklenmektedir. Bu yöntem ile restorasyonun kenar uyumu görüntülenebilir (152,156).

2.7.9 Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi

Douglas ve ark. (1980), çekilmiş dişleri nükleer bir reaktörün merkezine yerleştirerek, nötron bombardımanı uygulamış, diş tarafından yayılan radyasyon ile işaretleyicinin miktarını ölçerek, sızıntı derecesi hakkında fikir sahibi olmuşlardır (158). Fakat bu yöntem, mikrosızıntının lokalizasyonu hakkında bilgi vermez. Bu yöntemin dezavantajı pahalı ve karmaşık bir yöntem olması ve duyarlılık gerektirmesidir. Bu sebeple, bu yöntemin mikrosızıntı çalışmalarında kullanımı zordur (156).

2.8 Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi

Rezin kompozitlerin en önemli sorunlarından biri olan polimerizasyon büzülmesi üç boyutlu olarak ölçülür ve yüzdesel olarak ifade edilir. İlk olarak kompozit kütlelerinin hacmi belirlenir. Daha sonra ışık ile polimerize edilir. Polimerizasyon büzülmesi ölçümünde kullanılan cihaz, bilgisayar programına bağlıdır. İlk ölçüm ile polimerizasyon gerçekleştikten sonra yapılan ikinci ölçüm arasındaki fark tespit edilir. Ortaya çıkan fark kullanılan kompozit kütlelerinin polimerizasyon büzülme değerini verir (159).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, nanofil kompozit ile restore edilmiş II. sınıf MOD restorasyonlarda farklı fiber ağlarının, farklı uygulama tekniklerinin ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulamasının mikrosızıntıya etkileri ile fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisinin *in-vitro* incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları **Tablo 1**'de gösterilmiştir.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları

Materyal	Ürün	Üretici Firma
Fosforik Asit	Scotchbond Etchant	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Primer	Adper Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Adeziv	Adper Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Akışkan Kompozit	Filtek Supreme XT Flow	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Fiber Ağ	everStick NET	Stick Tech, Turku, Finlandiya
Fiber Ağ	Ribbon	Ribbon Inc., Seattle, WA, ABD
Kompozit Rezin	Filtek Supreme XT	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Bitirme Frezi	Elmas Frez	Accurata, Almanya
Abraziv Disk	Sof-Lex Disk	3M ESPE, St. Paul MN, ABD
Işık Cihazı	Elipar FreeLight 2	3M ESPE, St. Paul MN, ABD

3.1 Kullanılan Materyaller

Fosforik Asit: % 37'lik fosforik asit kullanıldı.

Adeziv Sistem: Adper Scotchbond Multi-Purpose primeri HEMA (2-hydroxyethylmethacrylate) içerirken, Adper Scotchbond Multi-Purpose adezivi HEMA (2-hydroxyethylmethacrylate) ve Bis-GMA içermektedir.

Akışkan Kompozit (Filtek Supreme XT Flow): Düşük vizkoziteli, görünür ışık ile aktive olan, radyoopak, akışkan nanokompozit bazlı bir materyaldir. Bis-GMA, TEGDMA, ve Bis-EMA rezinleri içerir. Yapısında 75 nm silika nanodoldurucu, 15-20 nm zirkonyum nanodoldurucu ve gevşek bağlanmış zirkonyum/silika nanokümelere sahiptir. Bunlar 5-20 nm primer zirkonyum/silika partiküllerinden oluşur. Partikül büyüklüğü 0.6-1.4 µm arasındadır. İnorganik doldurucu oranı ağırlık olarak %65, hacim olarak %55'dir. En fazla 2 mm kalınlıkta polimerize edilebilir.

Fiber Ağ (EverStick NET): EverStick NET cam fiberden yapılmış ağ şeklinde bir materyaldir. Farklı büyüklükte olan everStick NET, istenilen ebatlarda özel makas (**Resim 1**) ile kesilir. Dentin bağlayıcıları ile birlikte kullanılır.



Resim 1: Fiber ağı kesmek için kullanılan özel makas

Fiber Ağ (Ribbond): Ribbond polietilen fiberden yapılmış ağ şeklinde bir materyaldir. Özel makas yardımıyla kesilir. Ribbond, adeziv ile ıslatılır ve kavitede kullanılır. Ancak tek aşamalı veya beşinci kuşak dentin bağlayıcıları Ribbond'u ıslatmak için kullanılmamalıdır.

Kompozit Rezin (Filtek Supreme XT): Görünür ışıkla aktive edilir, hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir. Radyopak renklerin doldurucuları ortalama partikül boyutları 0.6-1.4 μm küme oluşturmuş zirkonia/silika'dan oluşur. En çok rastlanılan partikül boyutu 5-20 nm ve 20 nm silika doldurucudur. Radyopak olmayan translusent renkler kümelenmiş silika ve dolduruculardan oluşur ve ortalama partikül büyüklüğü 0.6-1.4 μm 'dir ve ana partikül boyutları 75 nm'dir. İnorganik doldurucular, translusent renkler için ağırlık olarak %72.5, hacim olarak %57.7'dir ve tüm diğer renkler için ağırlık olarak %78.5, hacim olarak %59.5'dur. Filtek Supreme XT kompozitin içinde

Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, ve Bis-EMA rezinleri yer alır. En fazla 2 mm kalınlıkta polimerize edilebilir. Bu çalışmada A2 Body rengi kullanıldı.

Bitirme Frezi: 40 ve 15 µm grenli sarı bantlı elmas frez kullanıldı..

Abraziv Disk: 9.5 ve 12.7 mm çapında, kalın grenden ince grene doğru dörder farklı disk kullanıldı..

Işık Cihazı: 430-480 nm dalga boyunda, 1200 mW/cm² ışık gücünde LED Elipar FreeLight 2 kullanıldı.

Bu çalışmada, 80 adet yeni çekilmiş gömülü üçüncü büyük azı insan dişleri kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları temizlendi ve dişler timol kristalinde 4°C’de distile suda bekletildi.

3.2 Kaviteilerin Hazırlanması

80 dişe standart MOD (meziyo-okluzo-distal) kaviteileri açıldı. Kavitenin okluzal kısmı 2 mm derinliğinde ve 2 mm bukko-lingual genişlikte; aproksimal kutu bukko-lingual yönde 2 mm genişliğinde ve pulpal yönde (meziyo-distal derinlik) 2 mm derinliğinde açıldı. Aproksimal kutunun okluzo-gingival yüksekliği mine-sement sınırından başlayıp yaklaşık 3.5-4 mm’dir. Tüm kaviteiler yüksek devirli düz ve silindir elmas frez (Accurata, Almanya) kullanılarak su soğutması eşliğinde hazırlandı. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Her 5 kavite açılımdan sonra frez değiştirildi. Dişler rastgele 8 gruba bölündü. Her dişin mezial ve distal yüzeylerinde inceleme yapıldığı için her gruptaki uygulamalar n=20 olacak şekilde değerlendirildi.

3.3 Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları

Grup 1: %37’lik fosforik asit (Scotchbond, Etchant, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 2**) mine kenarına 30 saniye, dentine 15 saniye uygulanıp, kuvvetli hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu. Adper Scotchbond Multi-Purpose primeri (3M ESPE,

St. Paul MN, ABD) (**Resim 3**) mine ve dentin yüzeyine uygulandı ve 5 saniye hafifçe kurutuldu. Adper Scotchbond Multi-Purpose adezivi (3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 4**) mine ve dentine uygulandı. 10 saniye LED ışık cihazı (Elipar FreeLight 2, 3MESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 5**) ile polimerize edildi. Kompozit olarak bir nanofil kompozit olan Filtek Supreme XT'in (3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 6**) A2 body rengi kullanıldı. Kompozit kütleli (*bulk technique*) bir şekilde kaviteye uygulandı ve 20 saniye meziyalden, 20 saniye okluzalden ve 20 saniye distalden, LED (Light Emitting Diodes) ışık kaynağı (Elipar FreeLight 2, 3MESPE, St. Paul MN, ABD) ile polimerize edildi (kontrol grubu) (**Tablo 2**).



Resim 2: %37'lik fosforik asit



Resim 3: Adper Scotchbond Multi-Purpose primeri



Resim 4: Adper Scotchbond Multi-Purpose adezivi



Resim 5: LED ışık cihazı



Resim 6: Filtek Supreme XT

Grup 2: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Kompozit önce meziyale yerleştirilip (2 mm kalınlığında) 20 saniye meziyal yönden polimerize edildi. Daha sonra distale yerleştirilip (2 mm kalınlığında) 20 saniye distal yönden polimerize edildi. En son olarak okluzale yerleştirilip (2 mm kalınlığında) 20 saniye okluzal yönden polimerize edildi (*incremental technique*) (kontrol grubu) (**Tablo 2**).

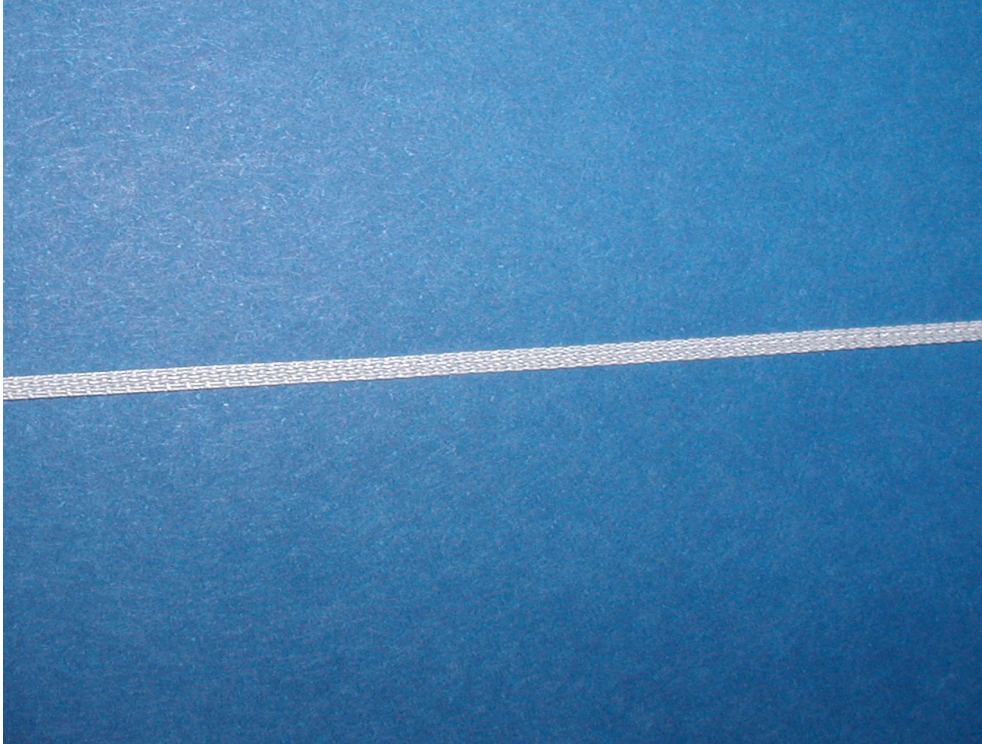
Grup 3: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine A2 renğinde akışkan (flowable) kompozit (Filtek Supreme XT Flow, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 7**) uygulanıp 20 saniye polimerize edildi ve kompozit kaviteye kütleli bir şekilde yerleştirildi ve 20 saniye meziyalden, 20 saniye okluzalden ve 20 saniye distalden ışık ile polimerize edildi (**Tablo 2**).



Resim 7: Filtek Supreme XT Flow

Grup 4: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine akışkan kompozit uygulanıp 20 saniye polimerize edildi ve ikinci gruptaki gibi 3 tabaka ile restore edildi (**Tablo 2**).

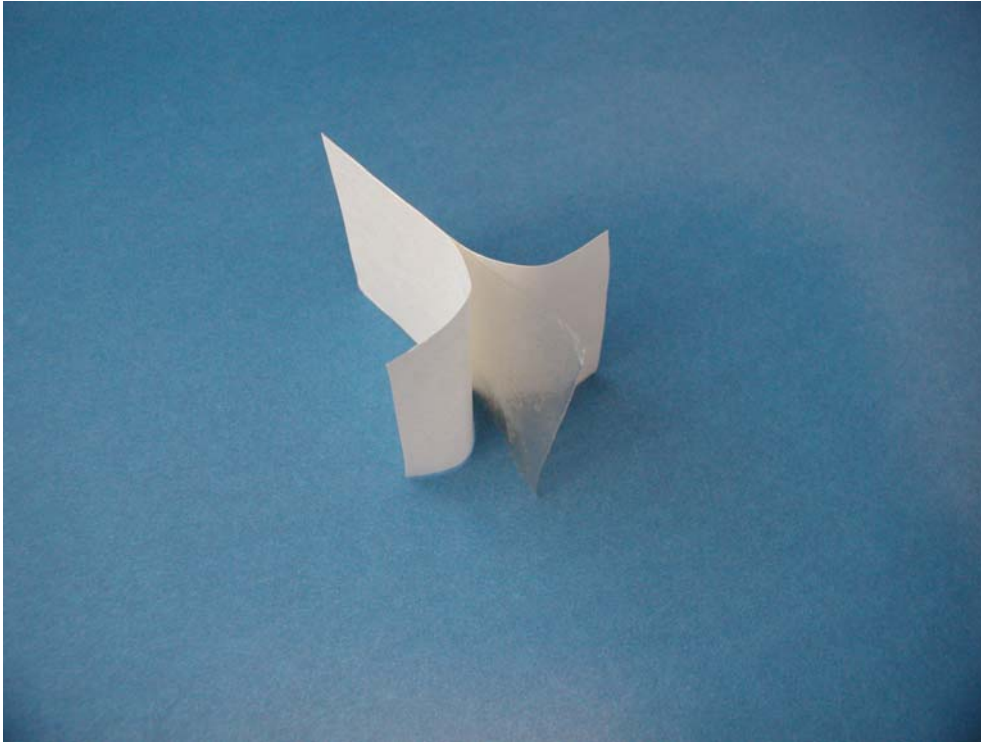
Grup 5: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine akışkan kompozit uygulandı. Akışkan kompozit polimerize edilmeden Ribbond (Ribbond Inc., Seattle, WA, ABD) (**Resim 8**) gingival basamaklara ve aksiyal duvarlara uygulandı, akışkan kompozit ve Ribbond birlikte polimerize edildi. Daha sonra kompozit kütleli bir şekilde kaviteye uygulandı ve 20 saniye meziyalden, 20 saniye okluzalden ve 20 saniye distalden ışık ile polimerize edildi (**Tablo 2**).



Resim 8: Fiber materyal (Ribbond)

Grup 6: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine akışkan kompozit uygulandı. Akışkan kompozit polimerize edilmeden Ribbond gingival basamaklara ve aksiyal duvarlara uygulandı, akışkan kompozit ve Ribbond birlikte polimerize edildi. Daha sonra kompozit ikinci gruptaki gibi 3 tabaka olarak uygulandı (**Tablo 2**).

Grup 7: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine akışkan kompozit uygulandı. Akışkan kompozit polimerize edilmeden everStick NET (Stick Tech, Turku, Finlandiya) (**Resim 9**) gingival basamaklara ve aksiyal duvarlara uygulandı, akışkan kompozit ve everStick NET birlikte polimerize edildi. Daha sonra kompozit kaviteye kütleli bir şekilde yerleştirildi ve 20 saniye mezilyalden, 20 saniye okluzalden ve 20 saniye distalden ışık ile polimerize edildi (**Tablo 2**).



Resim 9: Fiber materyal (everStick NET)

Grup 8: Asit, primer ve dentin bağlayıcısı 1. gruptaki gibi uygulandı. Dentin bağlayıcısının üzerine akışkan kompozit uygulandı. Akışkan kompozit polimerize edilmeden everStick NET gingival basamaklara ve aksiyal duvarlara uygulandı, akışkan kompozit ve everStick NET birlikte polimerize edildi. Daha sonra kompozit ikinci gruptaki gibi 3 tabaka olarak uygulandı (**Tablo 2**).

Tablo 2: Gruplarda kullanılan materyaller ve uygulama yöntemleri

Gruplar	Materyaller	Uygulama Yöntemi
Grup 1	Filtek Supreme XT	kütlesel yerleştirme yöntemi
Grup 2	Filtek Supreme XT	tabakalı teknik
Grup 3	Filtek Supreme XT Flow + Filtek Supreme XT	kütlesel yerleştirme yöntemi
Grup 4	Filtek Supreme XT Flow + Filtek Supreme XT	tabakalı teknik
Grup 5	Filtek Supreme XT Flow + Ribbond + Filtek Supreme XT	kütlesel yerleştirme yöntemi
Grup 6	Filtek Supreme XT Flow + Ribbond + Filtek Supreme XT	tabakalı teknik
Grup 7	Filtek Supreme XT Flow + everStick NET + Filtek Supreme XT	kütlesel yerleştirme yöntemi
Grup 8	Filtek Supreme XT Flow + everStick NET + Filtek Supreme XT	tabakalı teknik

Tüm gruplarda kompozit olarak Filtek Supreme XT (A2 body rengi), ışık cihazı olarak LED ışık cihazı (Elipar FreeLight 2) ve metal matriks bandı olarak Tofflemire kullanıldı. Kullanılan bütün materyaller, üretici firmaların talimatlarına uygun bir şekilde uygulandı. Kavitelelerin hazırlanması, asit, primer, dentin bağlayıcısı, kompozit ve diğer restorasyon prosedürlerinin uygulanması, farklılıkları ortadan kaldırmak için, tek bir hekim tarafından yapıldı.

Bütün restorasyonların, tamamlanmasından hemen sonra elmas bitirme frezleri (Accurata, Almanya) (**Resim 10**) ile yüzeyler düzeltilmiş ve cila diskleri (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) (**Resim 11**) kullanılarak polisaj işlemi tamamlandı. Bitirme ve cila işlemleri su soğutması altında gerçekleştirildi. Her 5 dişte bir elmas bitirme frezi ve abraziv disk değiştirildi.



Resim 10: Bitirme frezi



Resim 11: Cila diskleri

3.4 Mikrosızıntının Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi

Bitirme ve cila işlemlerinden sonra tüm örnekler 37°C’de distile suda 24 saat bekletildi. Bütün örneklere, 5-55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) arasında 1000 kez termal siklus uygulandı. Örnekler, 5°C ve 55°C’lik suya, her seferinde içinde 15 saniye kalacak şekilde bırakıldı.

Termal siklus uygulamasından sonra, örneklerin kök uçları bir kompozit rezin (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) ile kapatıldı, böylece bazik fuksinin foramen apikaleden ve yan kanallardan pulpa boşluğuna girmesi engellendi. İki tabaka tırnak cilası, restorasyon kenarlarına 1.5 mm yaklaşacak şekilde tüm diş yüzeylerine uygulandı (**Resim 12**).



Resim 12: Dişlere iki tabaka tırnak cilası uygulaması

Bu işlemden sonra örnekler, % 0.5'lik bazik fuksin çözeltisinde 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu.

Dişler, kesit alma cihazı (Isomet, Buehler, Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) (**Resim 13**) ile meziyo-distal doğrultuda restorasyonun ortasından geçecek şekilde kesildi.



Resim 13: Dişleri kesmek için kullanılan Isomet

Boya penetrasyonun derecesi **Tablo 3**'deki skala kullanılarak stereomikroskop (Leica MS5 Singapore, Singapore) (**Resim 14**) altında 30 kez büyütmede (x30) incelendi.

Tablo 3: Boya penetrasyon yönteminde kullanılan skorlar ve açıklamaları

SKORLAR	AÇIKLAMALARI
Skor 0	Hiç boya penetrasyonu yok
Skor 1	Boya penetrasyonu gingival basamağın 1/2'sine kadar ise
Skor 2	Boya penetrasyonu gingival basamağın hepsini içerirse
Skor 3	Boya penetrasyonu aksiyal duvarın 1/2'sine kadar ise
Skor 4	Boya penetrasyonu aksiyal duvarın hepsini içerirse



Resim 14: Boya penetrasyonun derecesini saptamak için kullanılan stereomikroskop

3.5 Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi

Polimerizasyon büzülmesini ölçmek için Acuvol cihazı (Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD) kullanıldı (**Resim 15**). Cihaz kalibre edildikten sonra, kompozit cihazın haznesine yerleştirildi ve birinci ölçüm gerçekleştirildi. Daha sonra ışık cihazı (Elipar FreeLight 2) ile 20 saniye polimerize edildi ve ikinci ölçüm gerçekleştirildi.



Resim 15: Polimerizasyon büzülmesini ölçmek için kullanılan Acuvol cihazı

Polimerizasyon büzülmesini tayin edebilmek için Grup A’da sadece Filtek Supreme XT kullanıldı. Grup B’de kompozit kütle ikiye ayrılıp ortasına Ribbond fiber ağ yerleştirildi ve iki kompozit tekrar birleştirildi. Bu Şekilde içinde Ribbond ağ bulunan kompozit kütlesinin polimerizasyon büzülmesi ölçüldü. Grup C’de ise, kompozitin içine, uygulama yöntemi Grup B’deki gibi olmak üzere, everStcik NET fiber ağ yerleştirildi ve polimerizasyon büzülmesi ölçüldü.

Polimerizasyon büzülmesi ölçümünde kullanılan materyaller ve gruplardaki örnek sayıları **Tablo 4**’te sunulmuştur.

Tablo 4: Polimerizasyon büzülmesi ölümünde kullanılan materyaller ve gruptaki örnek sayıları

GRUPLAR	n
Grup A: Filtek Supreme XT	10
Grup B: Filtek Supreme XT + Ribbond	10
Grup C: Filtek Supreme XT + everStick NET	10

3.6 İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel değerlendirmeler SPSS 10.0 paket programı ile yapıldı. İstatistiksel değerlendirmelerde farklı grupta yapılan mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi ölümlerinin gruptarası karşılaştırılmalarında, One-Way Anova ve Tukey HSD testleri kullanıldı. Sonuçlar anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Nanofil bir kompozitle restore edilmiş II. sınıf MOD kavitelere farklı fiber ağlarının (polietilen fiberden üretilmiş Ribbond ve cam fiberden üretilmiş everStick NET), farklı uygulama tekniklerinin (kaviteye kütleli ve tabakalı uygulama) ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulamasının mikrosızıntıya etkileri ile fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisini incelediğimiz bu çalışmada aşağıdaki bulgular elde edilmiştir:

4.1 Mikrosızıntı ile İlgili Bulgular

Tüm grupların mikrosızıntı ortalama ve standart sapma değerleri **Tablo 5**'te gösterilmiştir. Buna göre en fazla mikrosızıntı, primer ve dentin bağlayıcısı üzerine kompozit kaviteye kütleli uygulanıp, 20 saniye meziyalden, 20 saniye okluzalden ve 20 saniye distalden ışık ile polimerize edilen Grup 1'de saptanmıştır. En az mikrosızıntı ise, primer ve dentin bağlayıcısı üzerine akışkan kompozit uygulanıp, akışkan kompozit polimerize edilmeden Ribbond'un tüm tabana uygulandığı ve akışkan kompozitin ve Ribbond'un birlikte polimerize edilip, daha sonra kompozitin 3 tabaka olarak uygulandığı Grup 6'da ve primer ve dentin bağlayıcısı üzerine akışkan kompozit uygulanıp, akışkan kompozit polimerize edilmeden everStick NET'in tüm tabana uygulandığı, akışkan kompozitin ve everStick NET'in birlikte polimerize edildiği, daha sonra kompozit 3 tabaka olarak uygulandığı Grup 8'de olarak gözlenmiştir.

Tablo 5: Mikrosızıntı açısından grupların ortalama ve standart sapma değerleri

GRUPLAR	n	Ortalama ve Standart Sapmalar
Grup 1: Kütlesel	20	3,10 ± 0,96
Grup 2: Tabakalı	20	2,10 ± 0,96
Grup 3: Kütlesel + Akışkan	20	2,40 ± 0,99
Grup 4: Tabakalı + Akışkan	20	2,30 ± 0,86
Grup 5: Kütlesel + Akışkan + Ribbond	20	1,90 ± 0,91
Grup 6: Tabakalı + Akışkan + Ribbond	20	1,20 ± 0,83
Grup 7: Kütlesel + Akışkan + everStick NET	20	1,50 ± 1,05
Grup 8: Tabakalı + Akışkan + everStick NET	20	1,20 ± 0,89

Grupların skor dağılımları **Tablo 6**'da gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre, Grup 1'de en fazla mikrosızıntı izlenirken, en az mikrosızıntı Grup 6 ve 8'de tespit edilmiştir.

Tablo 6: Grupların mikrosızıntı skor dağılımları

GRUPLAR	SKORLAR					Örnek Sayısı	
	0 (%)	1 (%)	2 (%)	3 (%)	4 (%)	n	(%)
Grup 1	0 (0)	2 (10)	2 (10)	8 (40)	8 (40)	20	(100)
Grup 2	1 (5)	4 (20)	8 (40)	6 (30)	1 (5)	20	(100)
Grup 3	0 (0)	4 (20)	7 (35)	6 (30)	3 (15)	20	(100)
Grup 4	0 (0)	5 (25)	9 (45)	4 (20)	2 (10)	20	(100)
Grup 5	1 (5)	5 (25)	10 (50)	3 (15)	1 (5)	20	(100)
Grup 6	4 (20)	6 (30)	8 (40)	2 (10)	0 (0)	20	(100)
Grup 7	4 (20)	5 (25)	6 (30)	4 (20)	1 (5)	20	(100)
Grup 8	4 (20)	7 (35)	6 (30)	3 (15)	0 (0)	20	(100)

Mikrosızıntı bulguları, **Tablo 3**'teki skala kullanılarak stereomikroskop ile 30 kez büyütme altında belirlenmiştir.

Sadece kütleli kompozit yerleştirilen **birinci grupta**, mikrosızıntının gerçekleşmediği Skor 0 hiç bir örnekte gözlenmemiştir. Dolayısıyla restorasyonların hepsinde gingival basamakta mikrosızıntıya rastlanılmıştır. Skor dağılımları incelendiğinde bu dağılımın en fazla % 40'ar oran ile Skor 3 ve 4'te olduğu anlaşılmış ve bu gruptaki tüm örneklerin % 80'inde (Skor 3 + Skor 4) sızıntının aksiyal duvara da yayıldığı gözlenmiştir (**Resim 16**).



Resim 16: Grup 1'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Bu örnekte mezial basamakta üçüncü dereceden mikrosızıntıya rastlanılmış, distal basamakta ise mikrosızıntının dördüncü dereceye kadar ilerlediği saptanmıştır (**Resim 16**).

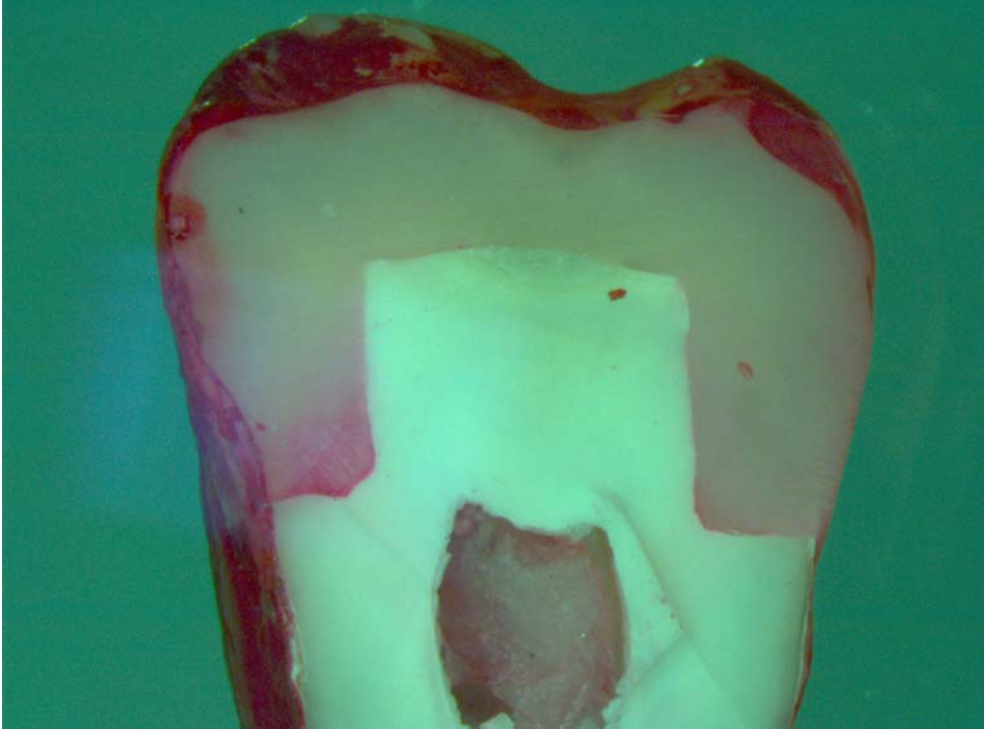
Kompozitlerin tabakalı bir şekilde kaviteye yerleştirildiği **ikinci grupta**, tüm skorlardan farklı derecelerde mikrosızıntı saptanmıştır. % 40 oranı ile en fazla Skor 2 tespit edilmiştir. Birinci grupta gözlenen Skor 3 ve 4'ün yoğunluğu bu grupta daha azdır. Dolayısıyla bu grupta aksiyal duvarda görülen mikrosızıntı Grup 1'e göre azalmıştır (**Resim 17**).



Resim 17: Grup 2'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Hem mezial basamakta hem de distal basamakta ikinci dereceden mikrosızıntı gözlenmiştir (**Resim 17**).

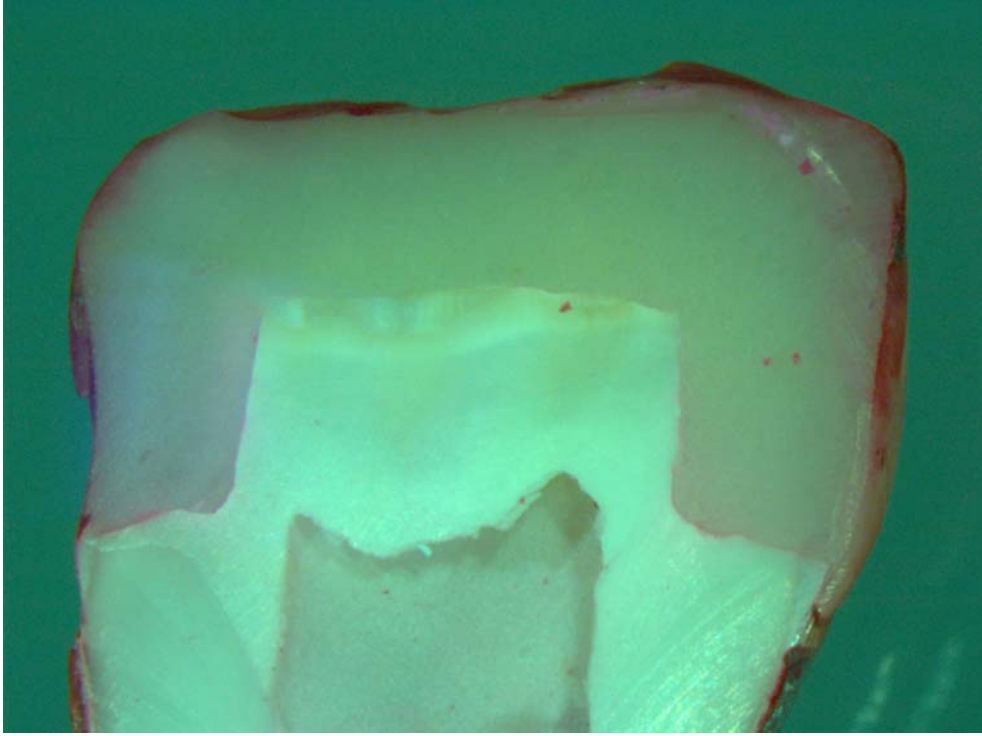
Kompozitin kütleli yerleştirildiği ve akışkan kompozitin kullanıldığı **üçüncü grupta**, tüm örnekler Skor 1, 2, 3 ve 4 arasında değerler vermiştir. En fazla mikrosızıntı % 35 oranı ile Skor 2’de gözlenmiştir (**Resim 18**).



Resim 18: Grup 3’ten alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Bu örnekte mezial basamakta üçüncü dereceden mikrosızıntı tespit edilmiştir. Distal basamakta ise mikrosızıntının ikinci derecede kaldığı izlenmiştir (**Resim 18**).

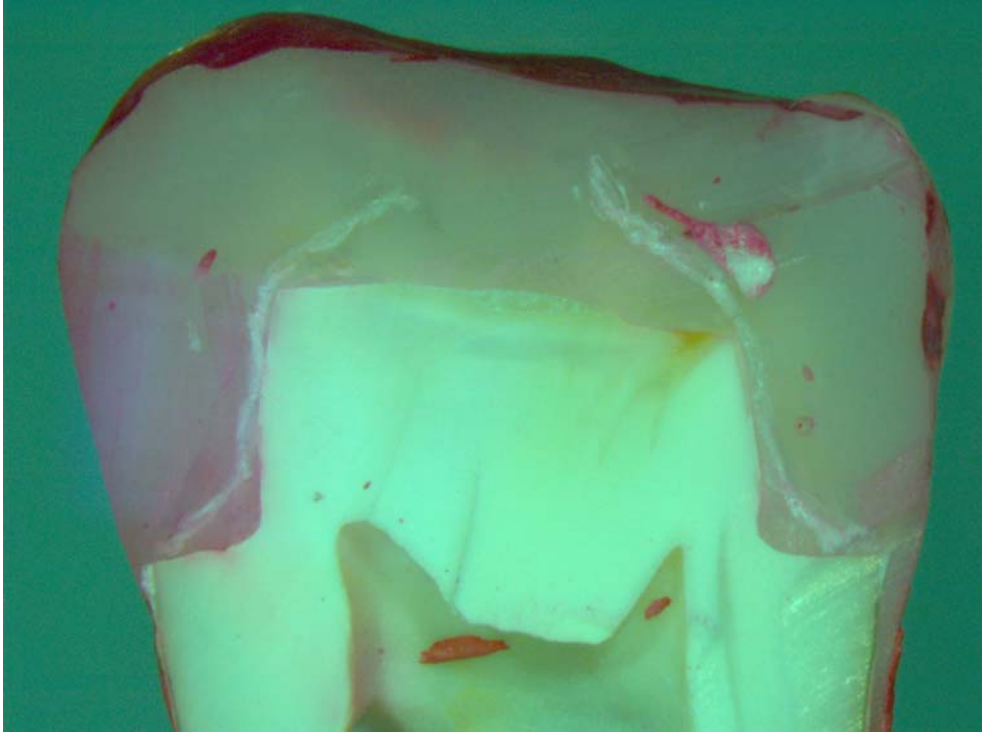
Tabakalı sistemle kompozitin yerleştirildiği ve akışkan kompozitin uygulandığı **dördüncü grupta**, mikrosızıntı değerleri Grup 3'teki gibi Skor 1, 2, 3 ve 4 arasındadır. En fazla mikrosızıntıya % 45 oranı ile 9 örnekte ikinci dereceden sızıntı olarak rastlanılmıştır (**Resim 19**).



Resim 19: Grup 4'ten alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Bu örnekte hem mezial hem de distal basamakta ikinci dereceden mikrosızıntıya rastlanılmıştır (**Resim 19**).

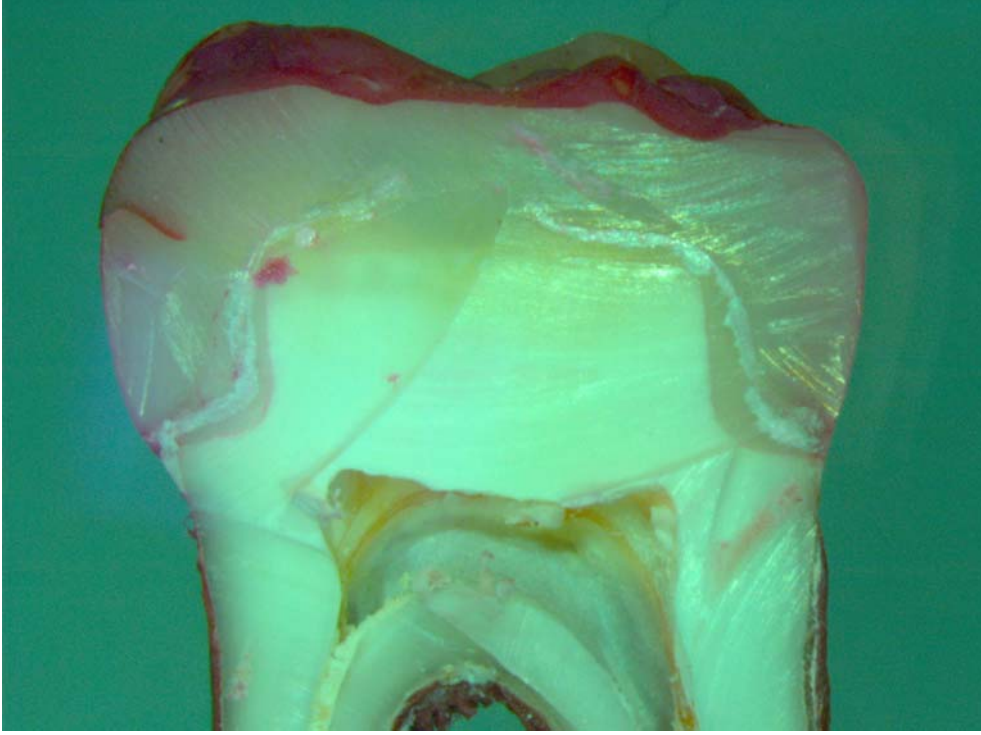
Kompozitin kaviteye kütleli yerleştirildiği, akışkan kompozitin Ribbond fiber ağı ile birlikte uygulandığı **beşinci grupta**, kavitenin aksiyal duvarında dördüncü dereceden mikrosızıntı sadece bir örnekte saptanmıştır. Ancak bu grupta Skor 2 ve 3'te artma görülmüştür. Ayrıca bu grupta örneklerin yarısı skor 2 değeri vererek, tüm gruplar içerisinde % 50 ile aynı skordan saptanan en yüksek oran olmuştur (**Resim 20**).



Resim 20: Grup 5'ten alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Meziyal basamakta ikinci dereceden mikrosızıntı saptanmış, distal basamakta ise mikrosızıntı birinci derecede kalmıştır (**Resim 20**).

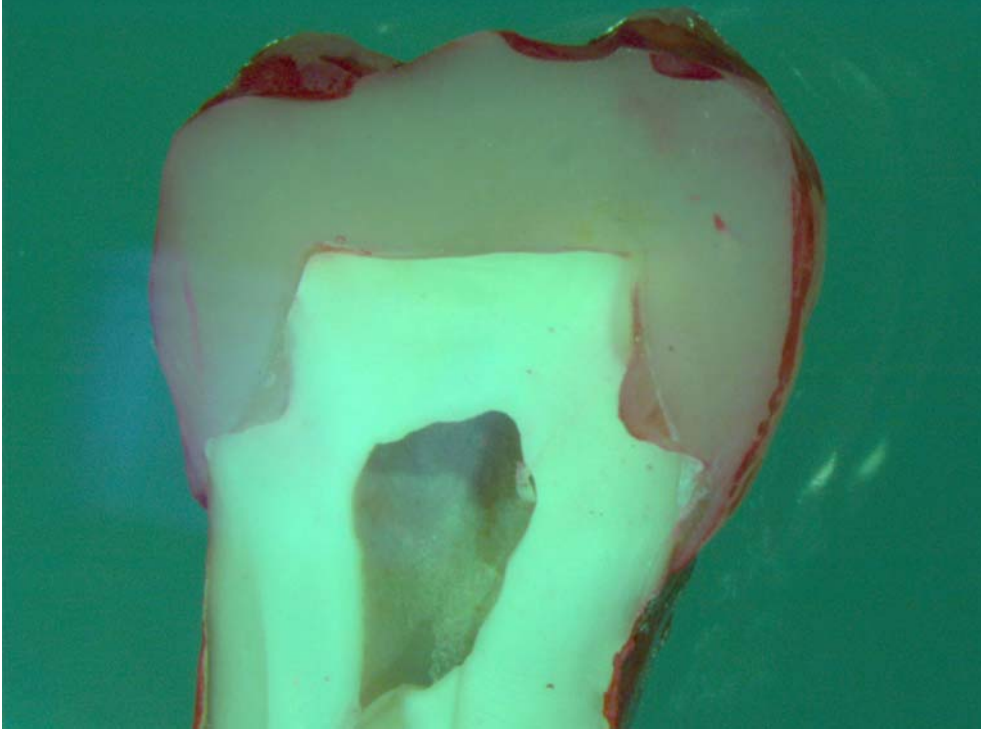
Kompozitin tabakalı bir şekilde kaviteye yerleştirildiği, akışkan kompozitin Ribbond fiber ağı ile birlikte kullanıldığı **altıncı grupta**, en yüksek mikrosızıntı skoru olan Skor 4 hiç gözlenmemiştir. Örneklerin % 20'sinde mikrosızıntı saptanmamıştır (**Resim 21**).



Resim 21: Grup 6'dan alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

Bu örnekte hem mezial basamakta hem de distal basamakta mikrosızıntı gözlenmemiştir (**Resim 21**).

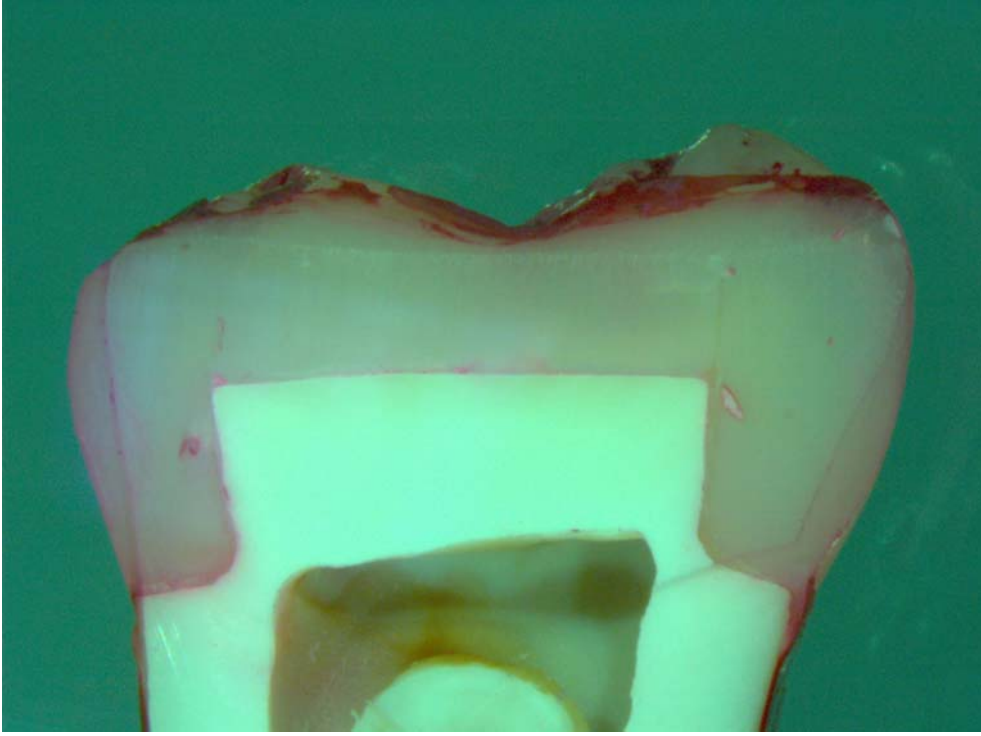
Kompozitin kütleli bir şekilde kaviteye yerleştirildiği, akışkan kompozitin everStick NET fiber ağı ile birlikte uygulandığı **yedinci grupta**, mikrosızıntının hiç olmadığını veya az olduğunu belirten Skor 0, 1 ve 2'ye sıklıkla rastlanılmıştır. Bu üç skor, yedinci gruptaki toplam değerlerin % 75'ini göstermiştir (**Resim 22**).



Resim 22: Grup 7'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

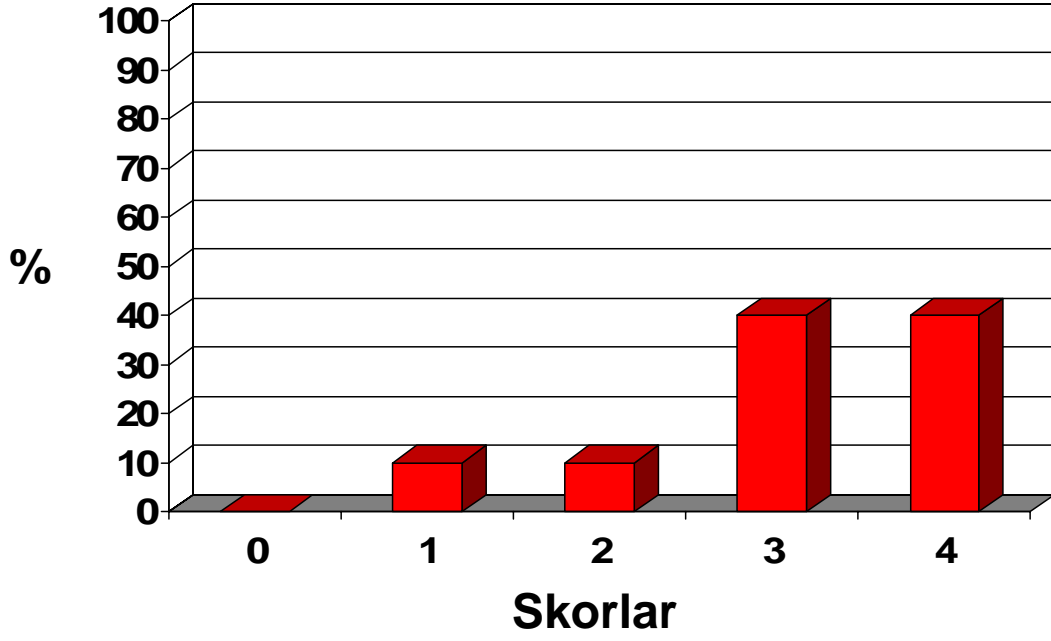
Mezial basamakta mikrosızıntı tespit edilmemiştir. Distal basamakta ise ikinci derecededen mikrosızıntı izlenmiştir (**Resim 22**).

Kompozitin tabakalı bir şekilde kaviteye yerleştirildiği, akışkan kompozitin everStick NET fiber ağı ile birlikte kullanıldığı **sekizinci grupta**, aksiyal duvarda dördüncü dereceden boya penetrasyonuna rastlanılmamıştır. Bu grupta mikrosızıntının hiç olmadığını veya az olduğunu belirten Skor 0, 1 ve 2 daha fazla (% 85 oranında) gözlenmiştir (**Resim 23**).

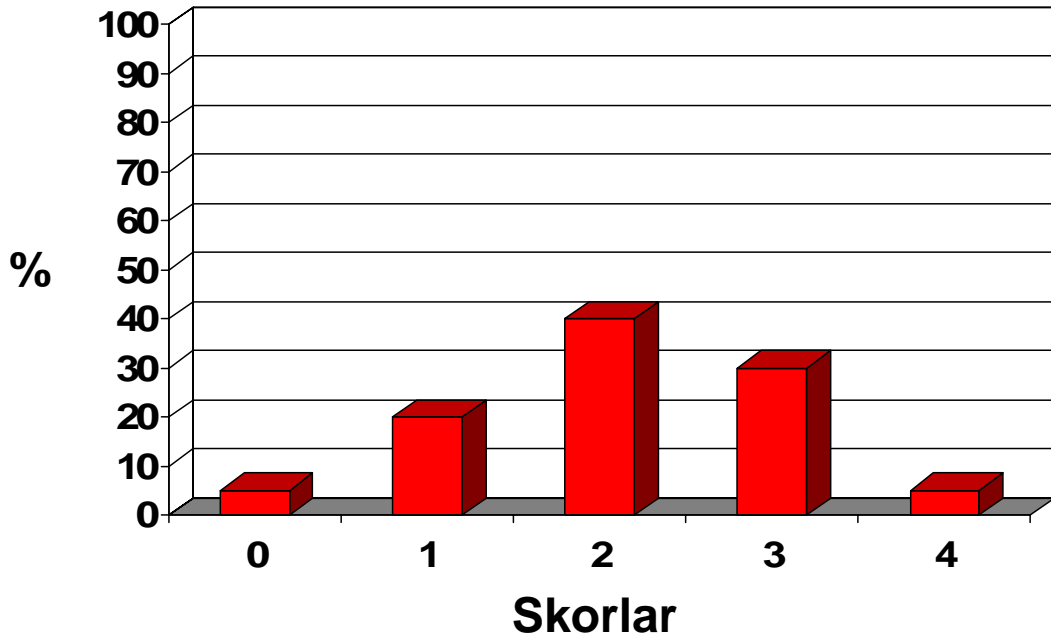


Resim 23: Grup 8'den alınan bir örneğin stereomikroskop altındaki görünümü (x30)

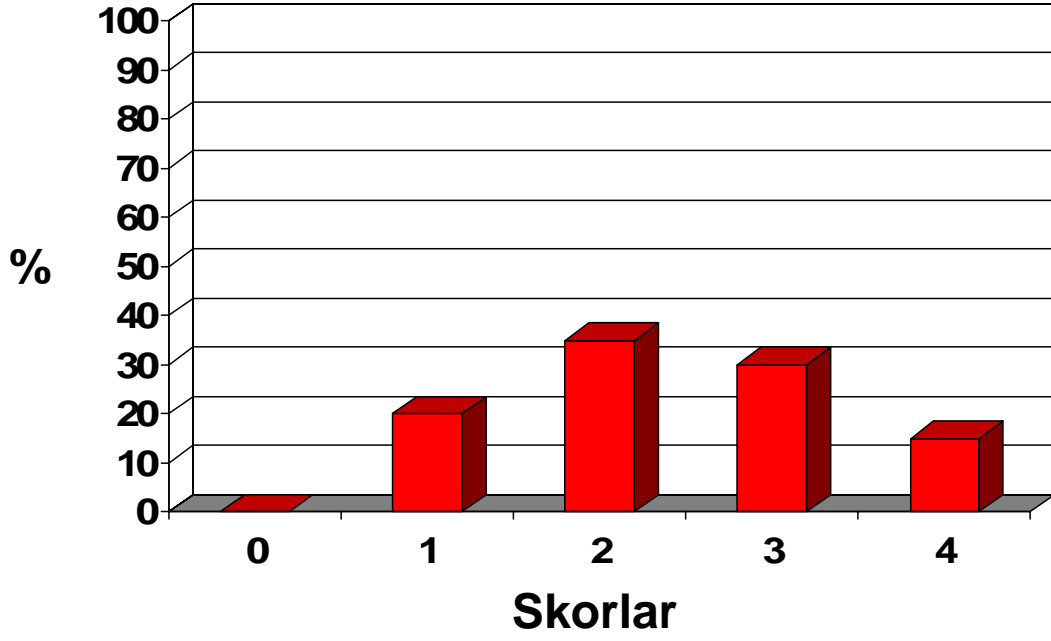
Bu örnekte hem mezial basamakta hem de distal basamakta mikrosızıntı saptanmamıştır (**Resim 21**).



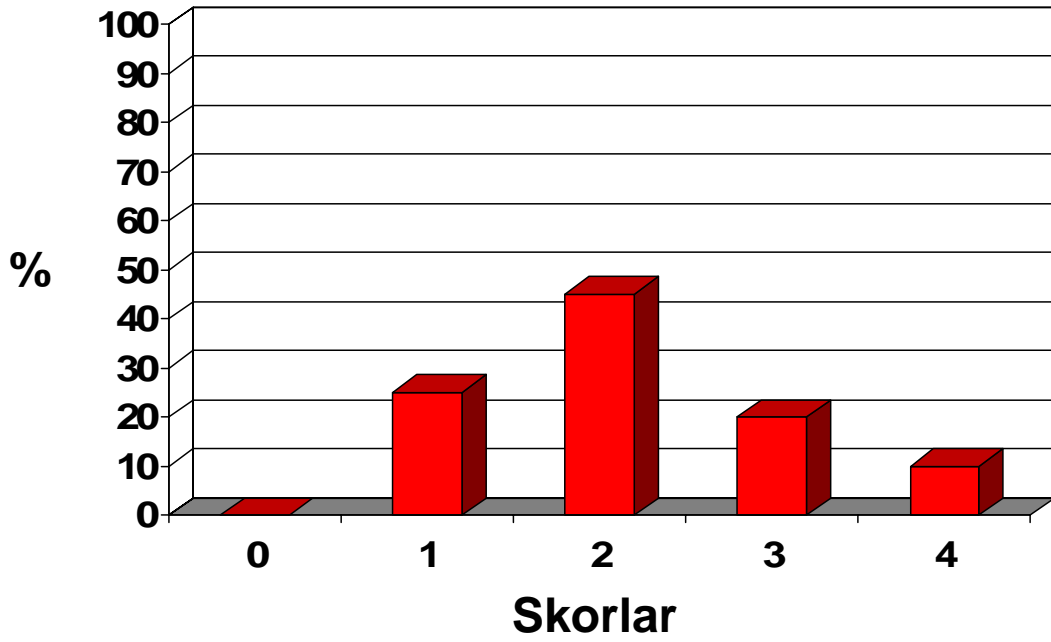
Grafik 1: Grup 1'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



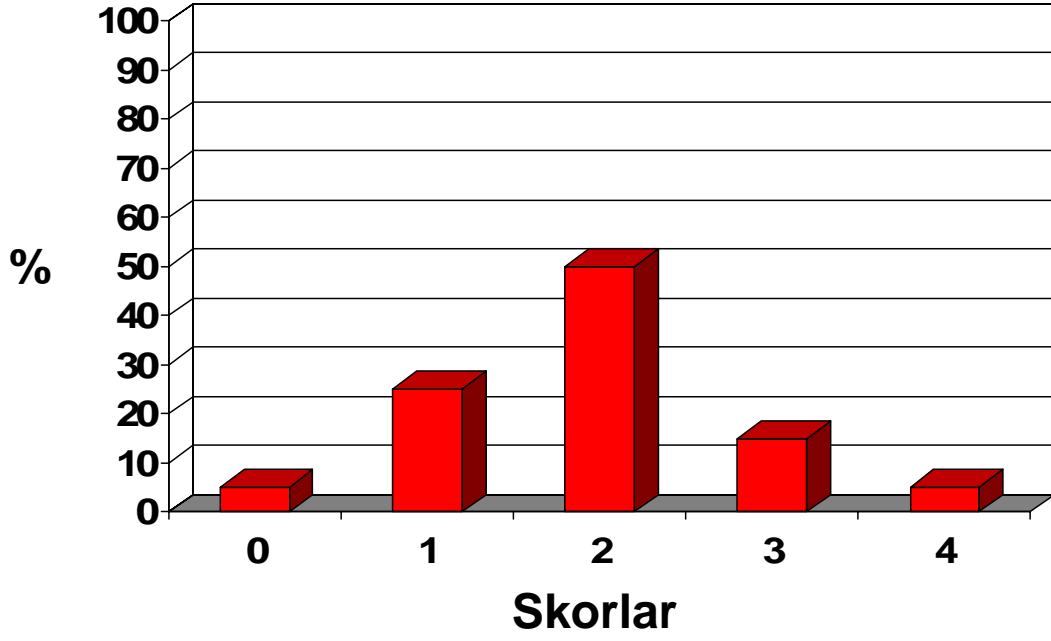
Grafik 2: Grup 2'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



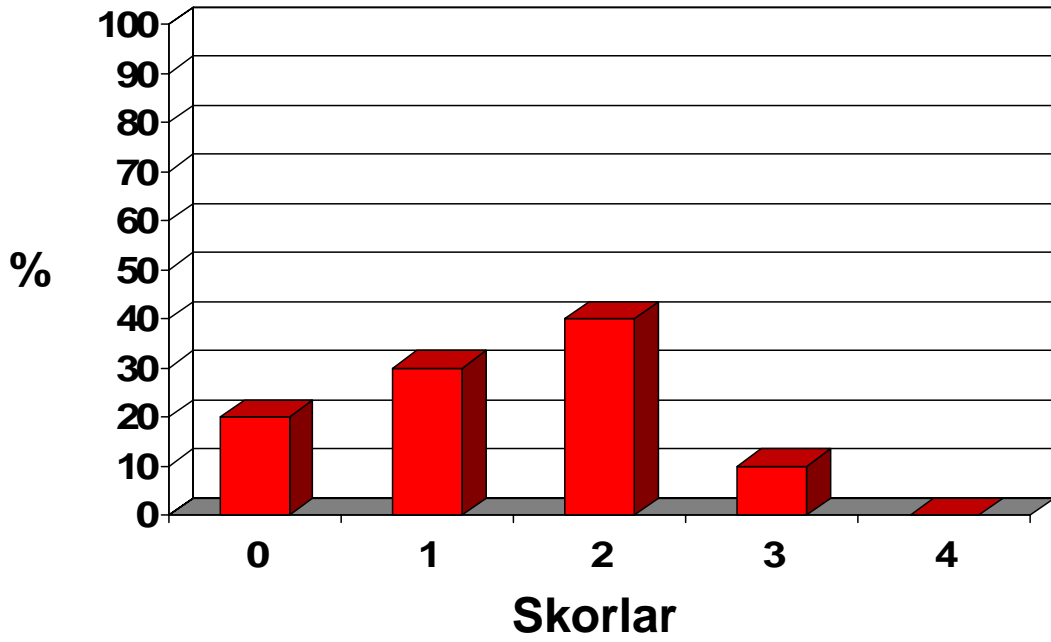
Grafik 3: Grup 3'ün mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



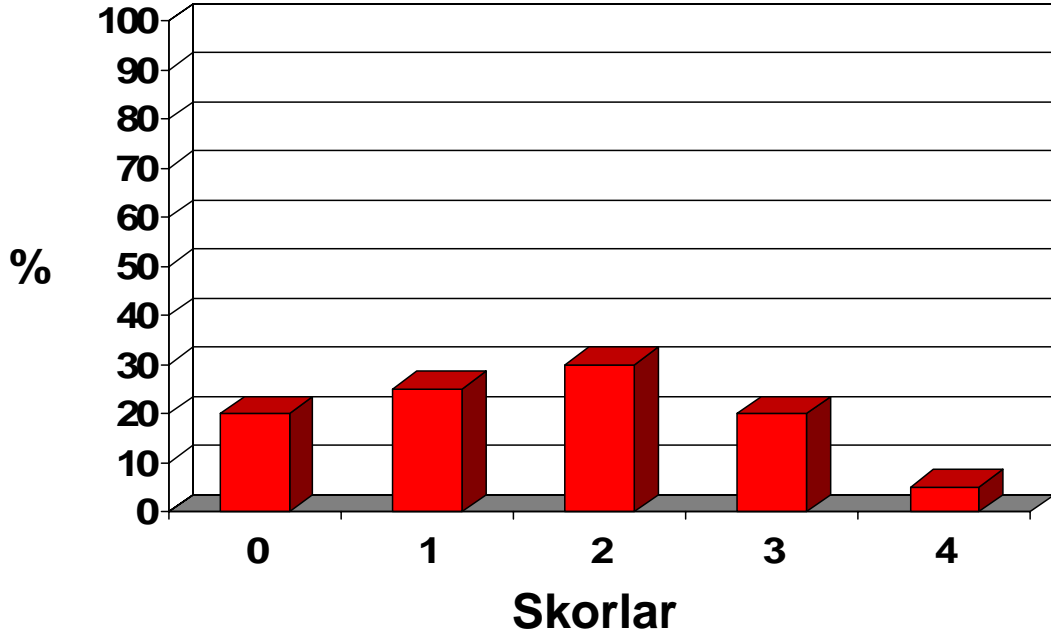
Grafik 4: Grup 4'ün mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



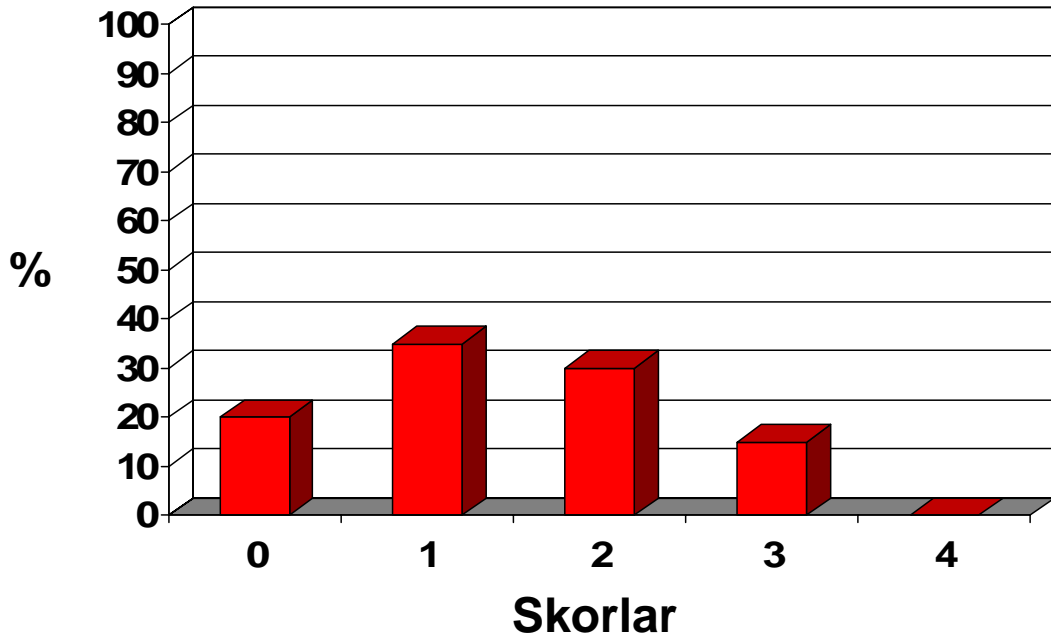
Grafik 5: Grup 5'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



Grafik 6: Grup 6'nın mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı

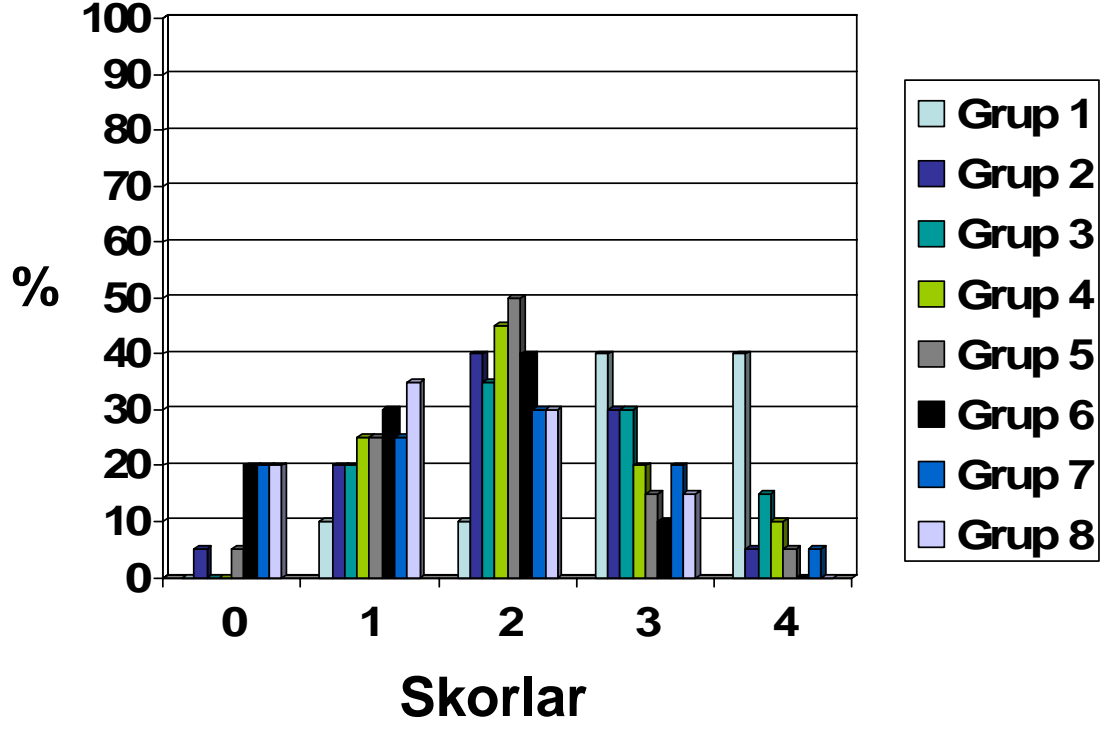


Grafik 7: Grup 7'nin mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı



Grafik 8: Grup 8'in mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı

Tüm grupların mikrosızıntı değerlerinin dağılımı **Grafik 9**'da sunulmuştur.



Grafik 9: Tüm grupların mikrosızıntı değerlerinin yüzde olarak dağılımı

Mikrosızıntı değerlerinin gruplar arası karşılaştırmaları **Tablo 7**'de sunulmuştur. Grup 1 ve 2, Grup 1 ve 5, Grup 1 ve 6, Grup 1 ve 7, Grup 1 ve 8, Grup 2 ve 6, Grup 2 ve 8, Grup 3 ve 6, Grup 3 ve 7, Grup 3 ve 8, Grup 4 ve 6, Grup 4 ve 8 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p < 0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$).

Tablo 7: Mikrosızıntı değerlerinin gruplar arası karşılaştırmaları

Gruplar	Gruplar Arası Ortalamaların Farkları	p
Grup 1 – Grup 2	1.00	< 0.05
Grup 1 – Grup 3	0.70	> 0.05
Grup 1 – Grup 4	0.80	> 0.05
Grup 1 – Grup 5	1.20	< 0.05
Grup 1 – Grup 6	1.90	< 0.05
Grup 1 – Grup 7	1.60	< 0.05
Grup 1 – Grup 8	1.90	< 0.05
Grup 2 – Grup 3	0.30	> 0.05
Grup 2 – Grup 4	0.20	> 0.05
Grup 2 – Grup 5	0.20	> 0.05
Grup 2 – Grup 6	0.90	< 0.05
Grup 2 – Grup 7	0.60	> 0.05
Grup 2 – Grup 8	0.90	< 0.05
Grup 3 – Grup 4	0.10	> 0.05
Grup 3 – Grup 5	0.50	> 0.05
Grup 3 – Grup 6	1.20	< 0.05
Grup 3 – Grup 7	0.90	< 0.05
Grup 3 – Grup 8	1.20	< 0.05
Grup 4 – Grup 5	0.40	> 0.05
Grup 4 – Grup 6	1.10	< 0.05
Grup 4 – Grup 7	0.80	> 0.05
Grup 4 – Grup 8	1.10	< 0.05
Grup 5 – Grup 6	0.70	> 0.05
Grup 5 – Grup 7	0.40	> 0.05
Grup 5 – Grup 8	0.70	> 0.05
Grup 6 – Grup 7	0.30	> 0.05
Grup 6 – Grup 8	0.00	> 0.05
Grup 7 – Grup 8	0.30	> 0.05

$p < 0.05$: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark var

$p > 0.05$: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok

4.2 Polimerizasyon Büzülmesi ile İlgili Bulgular

Grupların polimerizasyon büzülmesi ortalama ve standart sapma değerleri **Tablo 8**'de sunulmuştur:

Tablo 8: Polimerizasyon büzülmesi (%) açısından grupların ortalama ve standart sapma değerleri

GRUPLAR	n	Ortalama ve Standart Sapmalar
Grup A: Filtek Supreme XT	10	2,52 ± 0,03
Grup B: Filtek Supreme XT + Ribbond	10	1,95 ± 0,06
Grup C: Filtek Supreme XT + everStick NET	10	1,87 ± 0,04

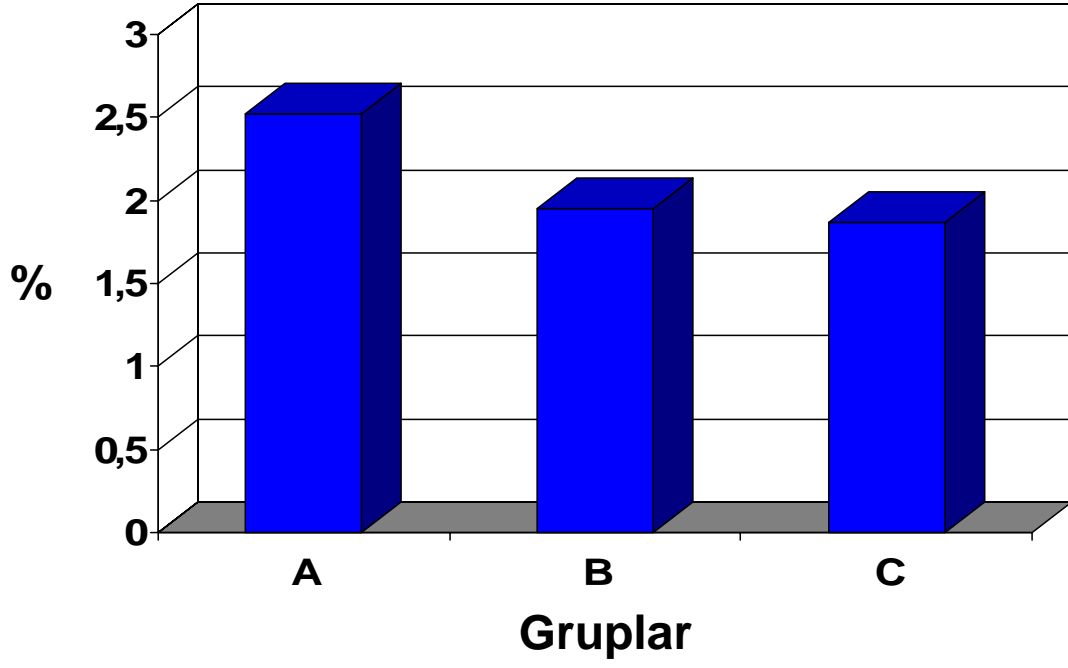
Polimerizasyon büzülmesi değerlerinin gruplararası karşılaştırmaları **Tablo 9**'da sunulmuştur. Grup A ve B, Grup A ve C arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0.05$). Grup B ve C arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$). Polimerizasyon büzülmesi değerlerinin yüzde olarak dağılımı **Grafik 10**'da gösterilmiştir.

Tablo 9: Polimerizasyon büzülmesi açısından gruplar arası karşılaştırmalar

Gruplar	Gruplar Arası Ortalamaların Farkları	p
Grup A – Grup B	0.57	< 0.05
Grup A – Grup C	0.65	< 0.05
Grup B – Grup C	0.08	> 0.05

$p < 0.05$: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark var

$p > 0.05$: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yok



Grafik 10: Polimerizasyon büzülmesi değerlerinin yüzde olarak dağılımı

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Restoratif materyallerin diş dokusuyla başarılı bir adeziv bağlanma gerçekleştirmesi sonucunda, mikrosızıntı ve bunun neden olduğu ikincil çürük, kenar renklenmesi, duyarlılık, pulpa nekrozu, restorasyon kayıpları gibi sorunlar büyük ölçüde azalmaktadır (160).

Restorasyonun başarısını etkileyen faktörler arasında; restoratif materyalin fiziksel özellikleri (doldurucu oranı, elastisite modülü, hacimsel büzülmesi), kaviteye uygulanma şekli (tabakalı veya kütleli), konfigürasyon faktörü (C faktörü), polimerizasyon kaynağı (ışık kaynağı), dentin kanallarının oryantasyonu, çiğneme kuvvetleri (okluzyon) ve diş hekiminin becerisi sayılabilir (19,99,137,161,162,163,164,165,166,167).

Kompozit rezinlerin mikrosızıntı derecelerini saptayabilmek için yapılan bilimsel çalışmalarda genellikle insan dişleri ve bunlar içinden de büyükazı veya küçükazı dişler tercih edilmektedir (2). Gruplardaki örnek sayısı yapılan araştırmaya göre değişik olmasına rağmen, her grup için örnek sayısı sıklıkla 10 olarak seçildiği bildirilmiştir (2). İnsan dişleri üzerine yapılan çalışmalarda, restoratif materyal uygulamadan önce ve sonra örnekler; su, distile su (24°C, 37°C, 60°C), %30 steril salin (37°C'de) veya timol gibi çözeltilerde bekletilmektedir (2,46,168). Çalışmamızda, yeni çekilmiş gömülü üçüncü büyük azı insan dişi kullanılmış, dişler çekim sonrasında distile suda bekletilmiştir.

Türkün ve Ergücü (2004), mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılmasını yaptıkları araştırmalarında, 1997-2002 yılları arasında 11 uluslararası dergide yayınlanmış, direkt estetik restoratif materyaller ile yapılmış 84 *in-vitro* çalışmayı değerlendirmeye almışlardır (2). Buna göre değerlendirmeye aldıkları tüm çalışmalar direkt restoratif işlemleri içermektedir. Çalışmalarında ışık ile polimerize olan kompozitlerde toplam ışık uygulama süresi 60 saniyeden fazla olarak

saptamışlardır. Bu restorasyonlar genellikle tabakalı teknik ile uygulanmıştır. II. sınıf kaviteelerde sıklıkla matriks kullanıldığı bildirilmiştir. Çalışmamızda, kompozit rezin kaviteye bazı gruplarda tabakalı bir şekilde uygulanmış, toplam ışık verme süresi 60 saniye olmuş ve metal matriks kullanılmıştır (2).

2004 yılında yapılan bir çalışmada, termal sikluseden önce örneklerin distile suda 37°C’de saklama ortamında 24 saat bekletildiği, termal siklus uygulamasının çok büyük oranda (% 96.6) çeşme suyunda gerçekleştirildiği, en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğu, % 98.7 oranında iki banyo solüsyonu ve 30 saniyelik (%82.8) banyoda kalma süresi (dwell time) uygulandığı, kullanılan banyoların minimum ve maksimum ısıları 5°C-55°C (% 98.7) arasında olduğu bildirilmiştir. Aynı araştırmada % 79.3 ile en sık tercih edilen yaşlandırma yönteminin termal siklus olduğu vurgulanmıştır (2).

Çalışmamızda örnekler termal siklusedan önce distile suda 37°C’de saklama ortamında 24 saat bekletilmiş, termal siklus uygulaması çeşme suyunda gerçekleşmiş, termal siklus 1000 kez tekrarlanmış, iki banyo solüsyonu kullanılmış, banyoda kalma süresi 15 saniye olarak uygulanmış, kullanılan banyoların minimum ve maksimum ısıları 5°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) ile 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) arasında olmuştur.

Crim ve Garcia-Godoy (1987), örneklerin termal siklus banyolarında bekletilme sürelerinin ve farklı siklus sayısının, kompozitlerin mikrosızıntıları üzerindeki etkilerinin önemsiz olduğunu bildirmişlerdir (169).

Crim ve ark. (1985), yaptıkları başka bir çalışmada boya penetrasyon derecesinin termal banyolardaki kalış süresinden etkilenmediğini göstermişlerdir (170). Bazı araştırmacılar, restorasyonlara bitirildikten hemen sonra termal siklus uygularken, bazıları ise örnekleri 1 saatten 1 yıla kadar değişen sürelerde suda bekletmektedirler (171,172). Günümüzde dişlerin bekletilme süresi 24 saat ile 1 hafta arasında değişmektedir. Uygulanan siklus sayısı 250’den 5000’e kadar büyük bir değişkenlik göstermektedir.

Kompozit rezinler için mikrosızıntı genellikle boya penetrasyon yöntemi ile tespit edilir (46,173,174,175). Bu yöntemde, çekilmiş dişlere restorasyon yapılır (176). Restorasyon dışında kalan tüm diş yüzeyi su geçirmeyen bir tırnak cilası ile örtüldükten sonra boyanın içine bırakılır. Örnekler, belirlenen süre kadar boya içinde bekletildikten sonra çıkartılır ve akan suyun altında yıkanır. Örneklerden kesit alındıktan sonra boyanın ne kadar sızdığı görsel olarak ölçülür (177). Farklı partikül büyüklüğüne sahip bir çok boya, mikrosızıntıyı ölçmek için kullanılabilir. Ancak bu farklı boyaların, neticeyi etkilemediği ve her birinin kullanılabileceği bildirilmiştir (177).

Türkün ve Ergücü (2004), kullanılan boyaları inceledikleri araştırmalarında, çalışmaların % 86.8'inde dişlerin yaşlandırma işleminden sonra boya solüsyonlarında bekletildiğini bildirmişlerdir (2). Kullanılan boya solüsyonlarının tercih edilme oranları şöyledir: Bazik fuksin (% 40.8), gümüş nitrat (% 26.5) ve metilen mavisi (% 20). Banyoda kalma süresi, bazik fuksin için 24 veya 48, gümüş nitrat için 2 ve metilen mavisi için 4 saattir (2). Çalışmamızda, tüm örnekler termal siklus ile yaşlandırma işleminden sonra % 0.5'lik bazik fuksinde 24 saat bekletilmiştir. Boyanın kök ucundan sızmasını önlemek için kök ucu kompozit ile kapatılmıştır (15,17). Ayrıca, diş yüzeylerindeki herhangi bir çatlaktan boyanın sızmasını önlemek için de iki tabaka tırnak cilası sürülmüş ve tüm yüzeyler örtülmüştür.

Mikrosızıntı değerlendirmesi yaparken her zaman restorasyon kenarları boyunca aynı şekilde ve derinlikte izlenmediği bildirilmiştir (178). Üç boyutlu değerlendirme yapıldığında; geleneksel, tek yönde yatay, ortadan bölme veya bir kaç kesit almadan daha fazla mikrosızıntı saptandığı (178,179) ancak üç boyutlu değerlendirme yapmanın zor ve zaman alıcı olduğu, ayrıca uygulayan kişinin deneyimine bağlı olduğu bildirilmiştir (39). *Türkün ve Ergücü'nün (2004)* çalışmalarında, mikrosızıntının değerlendirilmesinde en çok (% 96.7) tercih edilen yöntemin 2 boyutlu değerlendirme yöntemi olduğu belirtilmiştir (2). Çalışmamızda, restorasyonların mikrosızıntısını ölçmek için 2 boyutlu değerlendirme yöntemi kullanılmış, dişler meziyo-distal yönde dişin uzun eksenine paralel olarak kesit alınmıştır. Daha sonra tüm örneklerin mikrosızıntı değerleri, stereomikroskop altında 30 büyütmede (x30) saptanmıştır.

Mikrosızıntıyı incelerken restoratif materyallerin örtüleme kapasitesi de önemli rol oynanmaktadır. Bu materyallerin örtüleme kapasitesinin, restorasyonda kullanılan materyale ve büyük ölçüde de uygulama şekline bağlı olduğu bildirilmiştir (2).

Mikrosızıntı açısından, bağlanma gösteren yüzey, materyale göre çok daha önemlidir (46). Yüksek bağlanma gösteren restorasyonlarda kenar aralığı oluşma ihtimali daha düşüktür. Bu nedenle mikrosızıntı oluşma ihtimali azalarak restorasyon ömrü uzar.

Restoratif materyallerin bağlanma kuvvetinin, kavitenin biçiminden, büyüklüğünden ve şeklinden etkilenebileceği bildirilmiştir (5,100,105,180).

Mineye olan bağlanmanın dentine olan bağlanmadan daha kuvvetli olmasından dolayı, kütleli bir şekilde kaviteye yerleştirilen kompozit rezin, dentin yüzeyinden ayrılma eğilimi gösterir. Dolayısıyla mine bölümündeki bağlanmada başarı elde edilirken, dentin yüzeyinde başarısızlık ve buna bağlı olarak çok küçük boşluklar (mikro boşluklar) oluşabilir. Bu durum, ağız sıvılarının bu boşluğa girmesine ve mikrosızıntının oluşmasına olanak sağlar (181,182,183).

Mikrosızıntı, boyutsal stabilitenin bozulmasına bağlı olarak meydana gelebilir (100,165,184). Bu nedenle kompozit ile diş sert dokuları arasında bir aralık oluşabilir. Ağız sıvılarının bu aralığa girmesiyle de mikrosızıntı meydana gelir (185). Bu durumun da restorasyonlarda sorun oluşturduğu, bir çok araştırmada bildirilmiştir (46,100,186,187).

Diş ile kompozitlerin ısıl genleşme katsayıları farklı olduğundan, kompozit restorasyonların mikrosızıntı derecelerinin değerlendirilmesinde, ağız içi şartlarını sağlayabilmek için farklı ısı değişimleri uygulamasının gerekli olduğu vurgulanmıştır. (107) Ağız içinde oluşabilecek ısı değişiklikleri 4 ile 60 derece arasındadır. Bu nedenle örneklerimize uluslararası literatürlerin kabul ettiği 5°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) ile 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) derecedeki banyolarda ısı sirkülasyonu uygulanmıştır.

Kompozit rezin materyallerinde görülen sızıntıyı önlemede rezinin bitirme tekniklerindeki farklılıkların da etkili olduğu bilinmektedir (188). *Yu ve ark. (1990)*, bitirme tekniklerinin sızıntı üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında, kuru polisaj diskleri ile sızıntının arttığını, rezinin zayıf bir kenar uyumu sergilediğini izlemişler ve su soğutmalı tungsten karbit bitirme frezleri kullanılmasını önermişlerdir (189). *Dodge ve ark. (1991)*, bitirme işleminde alüminyum oksit kaplı diskler kullanıldığında, kuru bitirme ve ıslak bitirmenin sızıntı üzerindeki etkilerinin aynı olduğunu görmüşlerdir (190). *Davidson ve ark. (1981)*, Sof-Lex diskleri kullanılarak yapılan kuru bitirme tekniğinin, restorasyon yüzeyinde kimyasal ve yapısal değişikliklere neden olduğunu bildirmişlerdir (191). Çalışmamızda tüm gruplarda, restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde, elmas bitirme frezleri ve Sof-Lex cila diskleri su soğutması altında kullanılmıştır.

İdeal bir adezyon için yeterli polimerizasyon gereklidir. Yetersiz polimerizasyonda restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri etkilenebilir ve restorasyonda mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutunmasının azalması, restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar görülebilir (7). Yetersiz polimerizasyona bağlı olarak dental materyallerde kalan artık monomerler dentin kanallarından geçerek pulpada geri dönüşümü olmayan hasarlara neden olabilirler. Bu nedenle dental materyallerin biyolojik özellikleri polimerizasyon kalitesinden oldukça etkilenmektedir (192).

Mikrosızıntıyı azaltmak için, akışkan kompozitleri ve farklı fiziksel özelliklere sahip kompozit rezinleri kullanmak araştırmacılar tarafından tavsiye edilmektedir (48,193,194).

Kompozitlerin ışık ile sertleştirilme işlemleri, mikrosızıntı için önemli olan bir başka faktördür (96). Işık ile polimerize olan kompozit kütlesi ışığa doğru polimerizasyon büzülmesi gösterdiği için, ilk kompozit tabakasını polimerize ederken mine üzerinden ışık vermek, bağlanmayı arttıracaktır. Çünkü kaviteye yerleştirilen kompozit kütlesi, bu şekilde ışığa doğru yani diş sert dokusuna doğru büzülme gösterecektir. Okluzalden ışık verilirse, kompozit kavite tabanından uzaklaşma eğilimi

gösterecektir. Bu uygulama ile bağlanmanın arttığı ve mikrosızıntının azaltılabildiği belirtilmiştir (46). Ancak bu yöntemde ışığın yoğunluğu, mine dokusundan geçerken azalır ve dolayısıyla ideal bir polimerizasyon için daha fazla ışık vermek gerekebilir.

Kompozitlerin kaviteye uygulanma yöntemi, mikrosızıntı ile doğrudan ilişkilidir. Mikrosızıntıyı azaltmaya yönelik uygulamalar arasında kompozit rezinin tabakalı olarak yerleştirilmesi sayılabilir. Daha önceleri kompozit, kaviteye kütleli bir şekilde yerleştirilirken, yapılan araştırmalar sonucunda, tabakalı teknik uygulaması tavsiye edilmektedir. Bu yöntemin kütleli yerleştirmeye oranla, polimerizasyon büzülmesini daha iyi kontrol edebileceği ve restorasyon ile diş sert dokusu arasındaki büzülme aralıklarını azaltabileceği saptanmıştır (195). Yapılan bir çok *in-vitro* çalışmalarda, kompozitin tabakalar halinde yerleştirilmesiyle, kütleli yerleştirmeye oranla daha iyi adaptasyon elde edildiği ve daha az mikrosızıntı oluştuğu bildirilmiştir (4,21,22,99,167,181,182,183). Bu sonuç çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Akışkan kompozitlerin inorganik doldurucu partikülleri kompozitlere göre daha az olduğundan, daha fazla büzülme eğilimi gösterirler (94). *In-vitro* olarak saptanan polimerizasyon büzülmesi, *in-vivo* şartlarda mikrosızıntıya neden olmayabilir. Mikrosızıntının olumsuz olarak etkilenmemiş olması nedeninin akışkan kompozitin esnekliği olduğu bildirilmiştir (46). Akışkan kompozitlerin elastik modülüsü, hibrit kompozitten ve dentinden daha düşüktür ve 1 – 5 GPa arasındadır. Düşük elastik modülüsü, bu materyallere büzülme stresini absorbe ederek daha fazla esneklik özelliği kazandırdığı bir çok araştırmada bildirilmiştir (5,46,49,196,197,198). Esneklik yeteneği fazla olan bir materyal de kavitenin gingival basamağında, mikroaralık oluşumunu önleyerek mikrosızıntının meydana gelme olasılığını azaltmış olabilir (14,49). Bu sonuca paralel olarak, II. sınıf restorasyonlarda gingival basamağa uygulanan akışkan kompozitlerin mikrosızıntıyı azalttığı yapılan *in-vitro* çalışmalarda bildirilmiştir (13,14,15,16,17). Posterior kompozit restorasyonlarda kavite tabanına akışkan kompozit uygulaması önerilmektedir (29,46,96,100). Çalışmamızda da akışkan kompozit uygulanan gruplarda mikrosızıntının azaldığı saptanmıştır.

Belli ve ark. (2001), gingival basamakta akışkan kompozitin daha az “gap formasyonuna” yol açtığını, bununla birlikte minenin asitlenmesini takiben akışkan kompozit kullanımının, mine-rezin arayüzünde “gap formasyonunu” ve mine duvarlarında bu sebeple oluşan çatlakları önleyemediğini bildirmişlerdir (97).

Çalışmamızda fiber ağ, mikrosızıntıyı azaltmak amacıyla uygulanmıştır. Fiber ağlar, uygulama esnasında dentin bağlayıcılar ile ıslatılır. Ribbond materyali yapısında, buharlaştırılması gereken asit ve aseton içerdiği için, tek aşamalı veya beşinci kuşak dentin bağlayıcıları ile kullanılmaması gerektiği üretici firma tarafından bildirilmiştir (150). Bu nedenle çalışmamızda, dördüncü kuşak olan Adper Scotchbond Multi-Purpose dentin bağlayıcısı kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan fiber ağ materyalleri farklı yapıdadır. Everstick NET cam fiberden, Ribbond ise polietilen fiberden yapılmıştır. Bu iki materyal incelendiğinde, everStick NET’in daha dar bir ağ yapısına sahip olduğu saptanmıştır. Çalışmamızda everStick NET kullanılan gruplarda rakamsal olarak daha az mikrosızıntı gözlemlenmesine rağmen istatistiksel anlamlı bir sonuç bulunamamıştır.

Fiber materyaller mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha yüksek olması nedeniyle kuron-köprü protezleri (fiber köprülerde), periodontoloji (periodontal splintlemede), konservatif tedavi (restorasyonların tabanında veya diastema kapatılmasında), ortodonti (ortodontik retainer olarak), endodonti (endodontik postlarda), avülse dişlerin stabilizasyonu gibi diş hekimliğinde çok farklı alanlarda kullanılmaktadır. Ancak bu materyallerin konservatif diş tedavisinde çok yeni uygulanmaya başladığı bilinmektedir. Hem Ribbond fiber ağ materyali hem de everstick NET fiber ağ materyali ile ilgili, mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi hakkında ayrı ayrı literatür incelemesi yapılmış fakat herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır (23,24,25,26,27,28).

Çalışmamızda fiber ağ uygulanan kaviteelerde mikrosızıntı istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek azalmıştır. Fiber ağlarının kaviteye uygulanması zor da olsa, mikrosızıntıyı, buna bağlı olarak meydana gelebilecek post-operatif duyarlılığı ve

ikincil çürükleri azaltması, ayrıca restorasyonun ömrünü artırması nedeniyle klinik uygulamalarda tavsiye edilebilir.

Polimerizasyon büzülmesi; polimerizasyon esnasında ve sonrasında üç boyutlu olarak meydana gelir. Oluşan bu büzülme, kendi kendine sertleşen kompozitlerde kütlelerin merkezine doğru, ışık ile sertleşen kompozitlerde ise ışık kaynağına doğrudur. Bunlara ilaveten, polimerizasyon büzülmesi en yüksek bağlanma gösteren yüzeye doğru meydana gelir (4,165,181,182,183).

Halojen ışık cihazları yaklaşık 400-500 nm dalga boyu arasında ışık verirler. Bu dalga boyu aralığındaki ışık, kompozitin yapısında bulunan kamforokinon tarafından oldukça iyi emilir. Fakat ürettikleri ışığın küçük bir bölümü kompozitlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içermektedir. Geri kalan ışık üretimi filtre edilerek ısı enerjisine dönüştürülür. Sonuç olarak elde edilen enerjinin büyük bir kısmı kullanım dışı kalarak boşa gitmektedir (125,131,134). Bu nedenle LED ışık cihazları, halojen ışık cihazlarına göre daha kalın bir kompozit tabakasını polimerize edebilirler (129). Çalışmamızda 430-480 nm dalga boyunda, 1200 mW/cm² ışık gücünde LED Elipar FreeLight 2 ışık cihazı kullanılmıştır.

Ilie ve ark. (2005), farklı ışık kaynaklarını kullanarak kompozitlerin büzülmelerini inceledikleri çalışmalarında, LED Elipar FreeLight 2 ışık cihazının büzülme stresini azalttığını bildirmişlerdir (199).

Zanchi ve ark. (2006), farklı polimerizasyon yöntemlerinin polimerizasyon büzülmesi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, LED ışık cihazlarının başlangıç polimerizasyon büzülmesini azalttığını belirtmişlerdir (200).

Akışkan kompozitin ve kompozitin kütleli bir şekilde yerleştirildiği Grup 3, kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 1'e göre mikrosızıntıyı azaltmıştır. Fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir.

Akışkan kompozitin tabakalı uygulanan kompozit ile birlikte kullanıldığı Grup 4 ile, akışkan kompozitin kütleli yerleştirilen kompozit ile birlikte kullanıldığı Grup 3 karşılaştırıldığında, Grup 4'te mikrosızıntının daha az olduğu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir.

Akışkan kompozitin Ribbond ile birlikte kullanıldığı ve kompozitin tabakalı uygulandığı Grup 6 ile akışkan kompozitin Ribbond ile birlikte kullanıldığı ve kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 5 karşılaştırıldığında, Grup 6'da daha az mikrosızıntı meydana geldiği fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunmadığı saptanmıştır. EverStick NET fiber ağının kullanıldığı Grup 7 ve 8 birbirleriyle karşılaştırıldığında, akışkan kompozitin everStick NET ile birlikte kullanıldığında tabakalı kompozit uygulanan grubun daha az mikrosızıntı değerleri gösterdiği tespit edilmiş ancak kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 7 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bunun nedeni olarak, akışkan kompozitin mikrosızıntı üzerinde daha etkin rol oynadığını, her iki grupta da akışkan kompozit kullanıldığı için aralarında anlamlı fark gözükmediğini düşünmekteyiz.

Akışkan kompozitin uygulandığı ve kompozitin tabakalı yerleştirildiği Grup 4, 6 ve 8 birbirleriyle karşılaştırıldığında, fiber ağların uygulandığı Grup 6 ve 8'de mikrosızıntının istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı tespit edilmiştir. Bunun sebebi olarak, fiber ağ uygulanmış gruplarda polimerizasyon büzülmesinin daha az olduğu ve buna bağlı olarak mikrosızıntının azaldığını düşünmekteyiz.

İki farklı fiber ağın kullanıldığı ancak kompozitin uygulama şekli (kütleli yerleştirme) ve akışkan kompozitin yerleştirilmesi gibi diğer prosedürlerin aynı olduğu Grup 5 ve 7 birbirleriyle karşılaştırıldığında, Grup 7'nin mikrosızıntıyı daha fazla azalttığı ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir.

Akışkan kompozitin iki farklı fiber ağ ile birlikte kullanıldığı ve kompozitin tabakalı yerleştirildiği Grup 6 ve 8'de ise mikrosızıntının aynı düzeyde olduğu saptanmıştır. Bir başka ifadeyle, bu iki fiber ağ birbirlerine üstünlük sağlamamıştır.

Mikrosızıntı açısından değerlendirildiğinde bu iki grup, çalışmamızdaki tüm gruplar içerisinde en dşk mikrosızıntı değerlerini vermiştir.

Çalışmada kullanılan iki fiber ağının uygulandığı grupların (Grup 5, 6, 7 ve 8), bu uygulama yapılmayan gruplara (Grup 1, 2, 3 ve 4) kıyasla mikrosızıntıyı azalttığı saptanmıştır. Bunun sebebinin, fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı olarak mikrosızıntı olasılığını azaltması olduğunu dşnmekteyiz.

Çalışmamızda polimerizasyon büzülmesi de llmştr. Sadece kompozit materyalinden oluşan Grup A daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirken, içine Ribbond (Grup B) ve everStick NET (Grup C) yerleştirilen kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı gözlenmiştir. İçine fiber materyal yerleştirilen bir yapının, fiziksel olarak polimerizasyon büzülmesine daha dirençli olduğu dşnlebilir. Kompozit madde azaldığı için de polimerizasyon büzülmesi azalabilir.

Teknolojideki hızlı gelişme ve sürdürülen yoğun araştırmalar günümüz diş hekimliğinde kullanımı sınırlı olan fiber materyallerin gelecekte operatif uygulamalarda daha yoğun olarak kullanılabileceğini düşündürmektedir.

SONUÇLAR

II. sınıf MOD kaviteelerde farklı fiber ağlarının farklı uygulama tekniklerinin (kaviteye kütleli yerleştirme ve tabakalı uygulama) ve kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulamasının mikrosızıntıya etkileri ile fiber ağlarının polimerizasyon büzülmesine etkisinin incelendiği bu araştırmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1-) Kaviteye fiber ağları ve akışkan kompozit uygulanmayan gruplarda tabakalı (*incremental technique*) yöntemle kompozit uygulamasının, kütleli yerleştirmeye (*bulk technique*) göre mikrosızıntıyı istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığı saptanmıştır (Grup1 ve 2).

2-) Kaviteye kaide materyali olarak akışkan kompozit uygulanan gruplarda, kütleli yerleştirilen kompozit uygulamasının, tabakalı yöntem ile kompozit uygulamasına göre mikrosızıntıyı azalttığı ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir (Grup3 ve 4).

3-) Kaide materyali olarak kullanılan akışkan kompozitin ve kütleli yerleştirmenin yer aldığı Grup 3, kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 1'e göre mikrosızıntıyı azaltmıştır. Fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

4-) Çalışmada kullanılan fiber ağlarının yapıları farklıdır. Ribbond polietilen fiberden yapılmış, everStick NET ise cam fiberden yapılmış ağ şeklinde materyallerdir. Yapılarının farklı olmasına rağmen, bu iki fiber ağının uygulandığı grupların (Grup 5, 6, 7 ve 8), uygulanmadığı gruplara (Grup 1, 2, 3 ve 4) göre mikrosızıntıyı azalttığı görülmüştür.

5-) Akışkan kompozitin ve everStick NET'in uygulandığı, kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 7'nin, akışkan kompozitin ve Ribbond'un uygulandığı, kompozitin kütleli yerleştirildiği Grup 5'e göre mikrosızıntıyı azalttığı ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı saptanmıştır.

6-) Akışkan kompozitin ve everStick NET'in uygulandığı, kompozitin tabakalı yerleştirildiği Grup 8 ile akışkan kompozitin ve Ribbond'un uygulandığı, kompozitin tabakalı yerleştirildiği Grup 6 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı tespit edilmiştir.

7-) İçine Ribbond (Grup B) ve everStick NET (Grup C) yerleştirilen kompozitlerin, hiç bir fiber materyalinin uygulanmadığı Grup A'ya göre polimerizasyon büzülmesini istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığı saptanmıştır. Ancak Grup B ve C kendi aralarında karşılaştırılınca, istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir.

6. KAYNAKLAR

- 1-) Kidd EAM. Micro-leakage: a review. J Dent, 4: 199-206, 1976.
- 2-) Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 21: 143-151, 2004.
- 3-) Hofmann N, Siebrecht C, Hugo B, Klaiber B. Influence of curing methods and materials on the marginal seal of Class V composite restorations in vitro. Oper Dent, 28: 160-167, 2003.
- 4-) Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. J Adhes Dent, 7: 303-308, 2005.
- 5-) Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. Quintessence Int, 30: 249-257, 1999.
- 6-) Jordan RE, Suzuki M. Posterior composite restorations: where and how they work best. J Am Dent Assoc, 122: 31-37, 1991.
- 7-) Civelek A, Özel E. Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 6: 34-38, 2004.
- 8-) Davis N. A nanotechnology composite. Compend Contin Educ Dent, 24: 662-667, 2003.
- 9-) Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology area? Compend Contin Educ Dent, 24: 380-382, 2003.
- 10-) Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc, 134: 1382-1390, 2003.
- 11-) Kiremitçi A. Akışkan (Flowable) kompozitler. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24: 10-12, 2000.
- 12-) Gökçe K, Özel E. Kompozit Restorasyonlarda Son Gelişmeler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 15: 52-60, 2005.
- 13-) Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. Oper Dent, 26: 302-307, 2001.

- 14-) Prager MC. Using flowable composites in direct posterior restorations. *Dent Today*, 16: 62-69, 1997.
- 15-) Attar N, Turgut MD, Gungor HC. The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites. *Oper Dent*, 29: 162-167, 2004.
- 16-) Ölmez A, Öztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent*, 29: 713-719, 2004.
- 17-) Yıldırım S, Koyutürk AE, Şener Y, Gökalp A. Farklı yöntemlerle restore edilen sınıf II kavitelere mikrosızıntının in vitro değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6: 15-21, 2005.
- 18-) Mullejans R, Lang H, Schuler N, Baldawi MO, Raab WH. Increment technique for extended Class V restorations: an experimental study. *Oper Dent*, 28: 352-356, 2003.
- 19-) Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent*, 6: 227-232, 2004.
- 20-) St Georges AJ, Wilder AD Jr, Perdigao J, Swift EJ Jr. Microleakage of Class V composites using different placement and curing techniques: an in vitro study. *Am J Dent*, 15: 244-247, 2002.
- 21-) Amaral CM, de Castro AK, Pimenta LA, Ambrosano GM. Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. *Quintessence Int*, 33: 685-689, 2002.
- 22-) Aranha AC, Pimenta LA. Effect of two different restorative techniques using resin-based composites on microleakage. *Am J Dent*, 17: 99-103, 2004.
- 23-) Vallittu PK. Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 82: 132-135, 1999.
- 24-) Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 91: 241-246, 2004.
- 25-) Ferreira ZA, de Carvalho EK, Mitsudo RS, Bergamo PM. Bondable reinforcement ribbon: clinical applications. *Quintessence Int*, 31: 547-552, 2000.
- 26-) Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater*, 8: 197-202, 1992.
- 27-) Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent*, 9: 230-232, 1996.

- 28-) Miller TE. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium*, 14: 800-812, 1993.
- 29-) Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent*, 26: 60-69, 2001.
- 30-) Ferrari M, Davidson CL. Sealing performance of Scotchbond Multi-Purpose-Z100 in Class II restorations. *Am J Dent*, 9: 145-149, 1996.
- 31-) Hilton TJ, Schwartz RS, Ferracane JL. Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int*, 28: 135-144, 1997.
- 32-) Bullard RH, Leinfelder KF, Russell CM. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc*, 116: 871-874, 1988.
- 33-) Saboia V de P, Pimenta LA, Ambrosano GM. Effect of collagen removal on microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*, 27: 38-43, 2002.
- 34-) Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*, 7: 107-113, 1991.
- 35-) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84: 118-132, 2005.
- 36-) Agee KL, Pashley EL, Itthagarun A, Sano H, Tay FR, Pashley DH. Submicron hiati in acid-etched dentin are artifacts of desiccation. *Dent Mater*, 19: 60-68, 2003.
- 37-) Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 46: 211-245, 2002.
- 38-) Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 20: 160-167, 1995.
- 39-) Hilton T. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro observations. *Trans Acad Dent Mater*, 12: 21-71, 1998.
- 40-) Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. *J Adhes Dent*, 2: 193-199, 2000.
- 41-) Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent*, 24: 181-188, 1999.
- 42-) Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18: 111-119, 2002.

- 43-) Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18: 189-196, 2002.
- 44-) Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dent Mater*, 16: 48-56, 2000.
- 45-) Griffiths BM, Watson TF, Sherriff M. The influence of dentine bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. *J Dent*, 27: 63-71, 1999.
- 46-) Civelek A, Ersoy M, E L'Hotelier, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II Cavities of various resin composites. *Oper Dent*, 28: 635-641, 2003.
- 47-) Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25: 98-103, 2000.
- 48-) Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*, 79: 812-817, 2000.
- 49-) Estefan AM, Estefan D. Microleakage study of flowable composite resin systems. *Compend Contin Educ Dent*, 21: 705-712, 2000.
- 50-) Barros GK, Aguiar FH, Santos AJ, Lovadino JR. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. *Oper Dent*, 28: 642-646, 2003.
- 51-) Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques. *ASDC J Dent Child*, 65: 111-115, 1998.
- 52-) Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*, 25: 436-442, 1998.
- 53-) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27: 89-99, 1999.
- 54-) Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent*, 22(Suppl): 9-12, 1994.
- 55-) Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J*, 31: 90-99, 1998.
- 56-) Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent*, 20: 55-58, 1992.
- 57-) Cohen PA. Meta-analysis: application to clinical dentistry and dental education. *J Dent Educ*, 56: 172-175, 1992.

- 58-) Dickersin K, Berlin JA. Meta-analysis: state-of-the-science. *Epidemiol Rev*, 14: 154-176, 1992.
- 59-) Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara, 2000.
- 60-) Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir, 2001.
- 61-) Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*. (1st ed.) Quintessence Publishing, Illinois, 1996.
- 62-) Domingo C, Arcis RW, Lopez-Macipe A, Osorio R, Rodriguez-Clemente R, Murtra J, Fanovich MA, Toledano M. Dental composites reinforced with hydroxyapatite: mechanical behavior and absorption/elution characteristics; *J Biomed Mater Res*, 56: 297-305, 2001.
- 63-) Özel E. Beş farklı restoratif materyalin su emiliminin distile suda ve yapay tükürükte in vitro incelenmesi. Yeditepe Üniversitesi, Master Tezi, İstanbul, 2003.
- 64-) Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil*, 29: 510-515, 2002.
- 65-) Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. *Aust Dent J*, 47: 339-343, 2002.
- 66-) Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G. Interfacial layer characterization in dental composites. *J Oral Rehabil*, 30: 74-77, 2003.
- 67-) Say EC, Özel E. Travma sonucu meydana gelen ön diş kuron kırıklarının restorasyonu. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, 63: 15-21, 2006.
- 68-) Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30: 10-15, 2003.
- 69-) Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*, 23: 3807-3815, 2002.
- 70-) Özel E. Kompozit rezinlerin su emiciliği. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi*, 4: 25-28, 2002.
- 71-) Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*, 29: 100-104, 2004.
- 72-) Pagniano RP, Johnston WM. Three-year effect of unfilled resin dilution on water sorption of a light-cured microfill and hybrid composite resin. *J Prosthet Dent*, 75: 364-366, 1996.

- 73-) Martin N, Jedyakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials*, 19: 77-83, 1998.
- 74-) Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behavior of three composites resin materials. *J Dent*, 29: 35-41, 2001.
- 75-) Miettinen VM, Narva KK, Vallittu PK. Water sorption, solubility and effect of post-curing of glass fibre reinforced polymers. *Biomaterials*, 20: 1187-1194, 1999.
- 76-) Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, 27: 279-283, 1999.
- 77-) Ergücü Z, Türkün LŞ. Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26: 59-64, 2005.
- 78-) Dreissens FCM. Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J*, 27: 317-323, 1977.
- 79-) Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25: 441-458, 1997.
- 80-) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28: 215-235, 2003.
- 81-) Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent*, 25: 355-372, 1997.
- 82-) Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17: 296-308, 2001.
- 83-) Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*, 13: 44-50, 2000.
- 84-) Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am*, 37: 329-340, 1993.
- 85-) Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Torii M, Russell RR, McCabe JF. Incorporation antibacterial monomer MDPB in dentin primer. *J Dent Res*, 76: 768-772, 1997.
- 86-) Imazato S, McCabe JF. Influence of incorporation antibacterial monomer on curing behavior of a dental composite. *J Dent Res*, 73: 1641-1645, 1994.
- 87-) Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent*, 31: 437-444, 2003.
- 88-) Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J*, 44: 19-26, 1994.

- 89-) Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res*, 74: 1168-1178, 1995.
- 90-) Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17: 445-455, 2001.
- 91-) 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.
- 92-) Freedman G, Leinfelder K. Seventh-generation adhesive systems. *Dent Today*, 21: 106-111, 2002.
- 93-) Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc*, 134: 1621-1629, 2003.
- 94-) Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 129: 567-577, 1998.
- 95-) Payne JH 4th. The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. *J Clin Pediatr Dent*, 23: 123-130, 1999.
- 96-) Haller B, Trojanski A. Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite Class II restorations. *Clin Oral Investig*, 2: 130-136, 1998.
- 97-) Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. *Oper Dent*, 26: 70-75, 2001.
- 98-) Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97-116, 1997.
- 99-) Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75: 871-878, 1996.
- 100-) Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25: 435-440, 1997.
- 101-) Goracci G, Mori G, Bazzucchi M. Marginal seal and biocompatibility of a fourth-generation bonding agent. *Dent Mater*, 11: 343-347, 1995.
- 102-) Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, Vanherle G. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent*, 9: 167-173, 1996.

- 103-) Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent*, 32: 459-470, 2004.
- 104-) Fitchie JG, Puckett AD, Reeves GW, Hembree JH. Microleakage of a new dental adhesive comparing microfilled and hybrid resin composites. *Quintessence Int*, 26: 505-510, 1995.
- 105-) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 21: 17-24, 1996.
- 106-) Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res*, 67: 585-587, 1988.
- 107-) Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8: 181-184, 1992.
- 108-) Civelek A, Ersoy M, Özel E, Soyman M. Flexural modulus and polymerization shrinkage of Class V composite resin restorations. *Balkan Journal of Stomatology*, 9: 22-24, 2005.
- 109-) Tjan AHL, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 67: 62-66, 1992.
- 110-) Hinoura K, Setcos JC, Phillips RW. Cavity design and placement techniques for Class 2 composites. *Oper Dent*, 13: 12-19, 1988.
- 111-) Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater*, 14: 417-423, 1998.
- 112-) Sarne S, Mante MO, Mante FK. Marginal leakage of combinations of glass-ionomer and composite resin restorations. *J Clin Dent*, 7: 13-16, 1996.
- 113-) Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent*, 27: 44-49, 2002.
- 114-) O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. (2nd ed.) Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, 1997, s: 97-113.
- 115-) Jain P, Pershing A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *J Am Dent Assoc*, 134: 1215-1223, 2003.

- 116-) Caldas DBM, Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent*, 28: 315-320, 2003.
- 117-) Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5: 52-57, 2002.
- 118-) Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 26: 459-463, 2002.
- 119-) Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14: 286-295, 2002.
- 120-) Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16: 41-47, 2000.
- 121-) Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, 24: 2097-2103, 2003.
- 122-) Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*, 23: 87-93, 1998.
- 123-) Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent*, 4: 41-47, 2002.
- 124-) Yoon T.-H, Lee Y.-K, Lim B.-S, Kim C.-W. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*, 29: 1165-1173, 2002.
- 125-) Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent*, 5: 193-207, 2003.
- 126-) Barghi N, McAlister EH. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 497-504, 2003.
- 127-) Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17: 309-315, 2001.
- 128-) Özel E, Soyman M. LED Işık Kaynakları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13: 13-17, 2003.
- 129-) Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21: 1379-1385, 2000.

- 130-) Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*, 29: 662-667, 2002.
- 131-) Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent*, 4: 197-204, 2002.
- 132-) Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*, 28: 586-591, 2001.
- 133-) Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 24: 388-391, 1999.
- 134-) Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of ortodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122: 236-241, 2002.
- 135-) Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110: 471-479, 2002.
- 136-) Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: Correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontologica Scandinavica*, 55: 162-166, 1997.
- 137-) Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent*, 23: 183-189, 1995.
- 138-) Swift EJ Jr. LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14: 206-207, 2002.
- 139-) Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16: 330-336, 2000.
- 140-) Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent*, 32: 479-488, 2004.
- 141-) Nalçacı A, Salbaş M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent*, 7: 309-314, 2005.
- 142-) Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthetic Dent*, 12: 23-32, 2000.

- 143-) Koran P, Kürschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am J Dent*, 11: 17-22, 1998.
- 144-) Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent*, 27: 192-198, 2002.
- 145-) Goracci G, Casa de Martinis L, Mori G. Curing light intensity and marginal leakage of composite resin restorations. *Quintessence Int*, 27: 355-362, 1996.
- 146-) Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*, 25: 321-330, 1997.
- 147-) Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res*, 80: 1570-1573, 2001.
- 148-) Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent*, 84: 499-505, 2000.
- 149-) Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent*, 24: 221-227, 2000.
- 150-) Technical Product Profile Ribbond, Seattle, USA, 2005.
- 151-) Technical Product Profile everStick NET, Turku, Finland, 2006.
- 152-) Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent*, 20: 3-10, 1992.
- 153-) Tiritöglu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17: 11-15, 1993.
- 154-) Pashley DH, Matthews WG. The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 38: 577-582, 1993.
- 155-) Mjor IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int*, 31: 165-179, 2000.
- 156-) Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J*, 153: 223-227, 1982.
- 157-) Fitchie JG, Reeves GW, Scarbrough AR, Hembree JH. Microleakage of two new dentinal bonding systems. *Quintessence Int*, 21: 749-752, 1990.

- 158-) Douglas WH, Chen CJ, Craig RG. Improved neutron activation analysis of microleakage around a hydrophobic composite restorative. *J Dent Res*, 59: 1507-1510, 1980.
- 159-) Technical Product Profile Acuvol, Schaumburg, IL, USA, 2006.
- 160-) Alperstein KS, Graver HT, Herold RC. Marginal leakage of glass-ionomer cement restorations. *J Prosthet Dent*, 50: 803-807, 1983.
- 161-) Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent*, 10: 88-96, 1997.
- 162-) Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*, 13: 344-352, 1997.
- 163-) Duke ES. The science and practice of dental adhesive systems. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 417-424, 2003.
- 164-) Puckett A, Fitchie J, Hembree J, Smith J. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent*, 17: 186-191, 1992.
- 165-) Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent*, 16: 128-136, 2004.
- 166-) Santini A, Mitchell S. Microleakage of composite restorations bonded with three new dentin bonding agents. *J Esthet Dent*, 10: 296-304, 1998.
- 167-) Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J Dent Res*, 75: 1477-1483, 1996.
- 168-) Demarco FF, Ramos OL, Mota CS, Formolo E, Justino LM. Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Oper Dent*, 26: 253-259, 2001.
- 169-) Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent*, 57: 574-576, 1987.
- 170-) Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent*, 53: 50-53, 1985.
- 171-) Martin FE, Bryant RW. Adaptation and microleakage of composite resin restoration. *Aust Dent*, 29: 362, 1984.

- 172-) Chan DC, Reinhardt JW, Boyer DB. Composite resin compatibility and bond longevity of a dentin bonding agent. *J Dent Res*, 64: 1402-1404, 1985.
- 173-) Derhami K, Coli P, Brannström M. Microleakage in Class 2 composite resin restorations. *Oper Dent*, 20: 100-105, 1995.
- 174-) Dejoui J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. *Dent Mater*, 12: 342-349, 1996.
- 175-) Zivkovic S. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. *Quintessence Int*, 31: 423-429, 2000.
- 176-) Roulet JF, Reich T, Blunk U, Noack M. Quantitative marginal analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc*, 3: 147-158, 1989.
- 177-) Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent*, 15: 279-289, 2002.
- 178-) 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.
- 179-) Gale MS, Darvell BW, Cheung GSP. Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent*, 22: 370-375, 1994.
- 180-) Andersson-Wenckert IE, van Dijken JW, Horstedt P. Modified Class II open sandwich restorations: evaluation of interfacial adaptation and influence of different restorative techniques. *Eur J Oral Sci*, 110: 270-275, 2002.
- 181-) Crim GA, Chapman KW. Effect of placement techniques on microleakage of a dentin-bonded composite resin. *Quintessence Int*, 17: 21-24, 1986.
- 182-) Crim GA. Microleakage of three resin placement techniques. *Am J Dent*, 4: 69-72, 1991.
- 183-) LeClaire CC, Blank LW, Hargrave JW, Pelleu GB. Use of a two-stage composite resin fill to reduce microleakage below the cemento-enamel junction. *Oper Dent*, 13: 20-23, 1988.
- 184-) Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J*, 28: 156-161, 1983.
- 185-) Lui JL, Masutani S, Setcos JC, Lutz F, Swartz ML, Phillips RW. Margin quality and microleakage of Class II composite resin restorations. *J Am Dent Assoc*, 114: 49-54, 1987.
- 186-) Aboushala A, Kugel G, Hurley E. Class II composite resin restorations using glass-ionomer liners: microleakage studies. *J Clin Pediatr Dent*, 21: 67-70, 1996.

- 187-) Tung FF, Estafan D, Scherer W. Microleakage of a condensable resin composite: an in vitro investigation. *Quintessence Int*, 31: 430-434, 2000.
- 188-) Tanrıverdi F, Belli S, Başbozkurt N. Islak ve kuru polisajın kompozit restorasyonların mikrosızıntısına olan etkisi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 6: 34-37, 1996.
- 189-) Yu XY, Wiczowski G, Davis EL, Joynt RB. Influence of finishing technique on microleakage. *J Esthet Dent*, 2: 142-144, 1990.
- 190-) Dodge WW, Dale RA, Cooley RL, Duke ES. Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent Mater*, 7: 18-20, 1991.
- 191-) Davidson CL, Duysters PP, De Lange C, Bausch JR. Structural changes in composite surface material after dry polishing. *J Oral Rehabil*, 8: 431-439, 1981.
- 192-) Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig*, 8: 81-85, 2004.
- 193-) Ferdianakis K. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. *J Clin Pediatr Dent*, 22: 221-229, 1998.
- 194-) Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH Jr, Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent*, 20: 230-235, 1995.
- 195-) Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. *J Dent*, 21: 265-273, 1993.
- 196-) Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15: 128-137, 1999.
- 197-) Park SH, Krejci I, Lutz F. Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe-type composites. *Dent Mater*, 15: 442-446, 1999.
- 198-) Unlu N, Karakaya S, Ozer F, Say EC. Reducing microleakage in composite resin restorations: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 11: 171-175, 2003.
- 199-) Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater*, 21: 483-489, 2005.
- 200-) Zanchi CH, Carvalho RV, Rodrigues Junior SA, Demarco FF, Burnett Junior LH. Shrinkage stress of three composites under different polymerization methods. *Pesqui Odontol Bras*, 20: 137-142, 2006.

7. ÖZGEÇMİŞ

03.05.1977 tarihinde Ankara’da doğmuştur. İlk, orta ve lise öğrenimini TED Ankara Koleji’nde tamamlamıştır. 1994 yılında girdiği İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 1999 yılında mezun olmuştur. 1999 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak çalışmaya başlamıştır. 2000-2001 eğitim-öğretim yılında aynı anabilim dalında yüksek lisans (master) programına başlamıştır. 2003 yılında “Beş Farklı Restoratif Materyalin Su Emiliminin Distile Suda ve Yapay Tükürükte *In-vitro* İncelenmesi” konulu yüksek lisans tezini başarıyla bitirmiş ve “Master of Science (MSc)” ünvanını almaya hak kazanmıştır. Halen aynı fakültede araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Evlidir.