

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

80837

**KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARDA İKİ FARKLI
YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMİ OLAN ASİT VE
LAZERİN KENAR SIZINTISINA ETKİSİNİN IN VITRO
OLARAK İNCELENMESİ**

A. RÜYA YAZICI

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Tedavi Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

80837

T.C.
DOKTORA

İNCELEME
KURULU

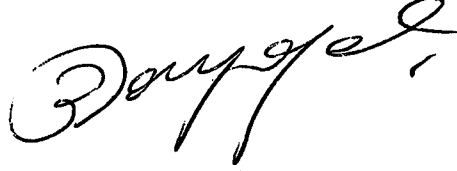
Tez Danışmanı
Prof. Dr. Berrin DAYANGAÇ

ANKARA
1999

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma jürimiz tarafından Tedavi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

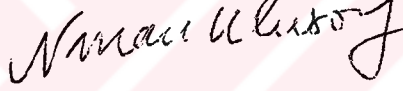
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Hacettepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Gönül Alpaslan, Hacettepe Üniversitesi



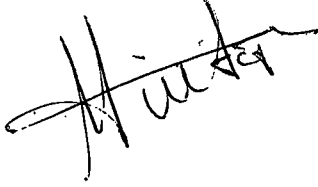
Üye : Prof. Dr. Nuran Ulusoy, Ankara Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Alev Önen, Hacettepe Üniversitesi

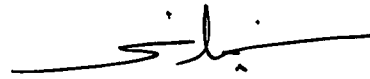


Üye : Doç. Dr. Meserret Tiritoğlu, Hacettepe Üniversitesi



ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun kararı ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. N. Sezgin İLGI
Enstitü Müdürü

ÖZET

Restoratif dişhekimliğinde kompozit rezin restorasyonlarda görülen kenar sızıntısı, restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler. Sızıntıyı azaltmak amacıyla diş dokusunun asitle pürüzlendirilmesi klinik uygulamalarda tercih edilen bir yöntemdir. Son yıllarda bu amaçla lazerin de kullanılabileceği öne sürülmüştür. Bu çalışmanın amacı, asit veya lazerle yapılan pürüzlendirme yöntemlerinin, kompozit rezin restorasyonlarda oluşan kenar sızıntısına etkilerini in vitro olarak incelemektir.

Cerrahi olarak çekilmiş çürüksüz 90 adet insan 3.molar dişine, gingival basamaklarından biri mine-sement sınırının yaklaşık 1 mm üzerinde (minede), diğeri mine-sement sınırının yaklaşık 1 mm altında (dentinde) yer alacak şekilde II.sınıf MOD kaviteler açıldı. Pürüzlendirme için %35'lik fosforik asit ve XeCl excimer lazer kullanıldı. Dişler rastgele altı gruba ayrıldı. 1. grupta mine asitle pürüzlendirildikten sonra mine bonding, 2. grupta dentin bonding, 3. grupta, hem mine hem de dentin asitle pürüzlendirilerek dentin bonding sistemi uygulandı. 4. grupta mine lazerle pürüzlendirilerek mine bonding, 5. grupta dentin bonding, 6. grupta, hem mine hem de dentin lazerle pürüzlendirilerek dentin bonding sistemi uygulandı. Tüm gruplarda kompozit rezin kaviteye tabakalı yöntemle yerleştirilerek, ışıkla polimerize edildi. Restorasyon sonrası dişlere termal siklus uygulandı ve dişler %0.5'lik bazik fuksin solüsyonunda bekletildi. Mezio-distal yönde alınan kesitlerde görülen sızıntı stereomikroskop ile değerlendirildi. Diş dokusu ile kompozit rezin arayüzleri tarama elektron mikroskobu ile görüntülendi.

Diş dokularının asit veya lazerle pürüzlendirildiği bütün gruplarda, dentinde yer alan gingival basamaktaki sızıntının, minede yer alan gingival basamaktaki sızıntıdan daha fazla olduğu görüldü.

Asitle pürüzlendirilen gruplardaki sızıntının ve diş-rezin arayüzündeki aralanmaların, lazerle pürüzlendirilen gruplardan daha az olduğu izlendi.

Sonuç olarak, kompozit rezin restorasyonlarda görülen kenar sızıntısının azaltılmasında diş dokularının asitle pürüzlendirilmesinin, lazerle pürüzlendirme yönteminden daha etkili olduğu bulundu.

Anahtar kelimeler: Kenar sızıntısı, kompozit rezin, pürüzlendirme, asit, lazer

ABSTRACT

In restorative dentistry microleakage in composites can compromise the success of the restoration. Etching tooth surfaces with acid is an accepted and widely applied technique to reduce microleakage. In recent years, laser is also recommended for this purpose. The aim of this in vitro study was to determine the effect of two etching methods, acid and laser on microleakage around composite resin restorations.

Class II MOD cavities were prepared on 90 extracted human wisdom teeth with one gingival margin approximately 1 mm above the cemento-enamel junction (enamel) and the other approximately 1 mm below the cemento-enamel junction (dentin). Phosphoric acid with %35 concentration and XeCl excimer laser were used for etching procedure. The prepared teeth were randomly assigned to six groups. In group 1, acid-etching of enamel margins followed by application of enamel bonding, in group 2 dentin bonding, in group 3, acid-etching of enamel and dentin margins followed by application of dentin bonding. In group 4, laser-etching of enamel margins followed by application of enamel bonding, in group 5 dentin bonding, in group 6, laser-etching of enamel and dentin margins followed by application of dentin bonding. All restorations were placed incrementally and polymerized with a light. After restoration, all samples were thermocycled and stained in %0.5 basic fuchsin and sectioned longitudinally in a mesio-distal plane. Microleakage was scored by means of a stereomicroscope. The margins of the restoration at tooth-resin interface were examined with a scanning electron microscope.

In all groups, marginal leakage was more extensive at the gingival margin that was on dentin than at the gingival margin on enamel.

Microleakage scores and gap between tooth-resin interface were significantly lower for acid-etched groups than for laser-etched groups.

In conclusion acid-etch technique is more effective than laser-etch technique in reducing marginal leakage in composite resin restorations.

Key words: Marginal leakage, composite resin, etching, acid, laser

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmasını gerçekleőmesinde büyük katkıları olan Sayın Prof. Dr. Berrin Dayangaç'a, çalışmanın gerçekleőmesi için gerekli ortamı sağlayan Prof. Dr. Matthias Frentzen'e ve çalışmanın istatistiksel değerlendirmelerine yardımcı olan Doç. Dr. Muharrem Yazıcı'ya teşekkür eder.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından desteklenmiştir.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
GİRİŞ	1
KONU ile İLGİLİ YAYINLAR ve ÇALIŞMALAR	3
2.1. Kenar Sızıntısı	4
2.2. Asitle Pürüzlendirme	9
2.3. Lazerle Pürüzlendirme	16
2.4. Dişhekimliğinde Lazerin Klinik Uygulamaları	22
GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Kenar Sızıntısının Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi	34
3.2. Tarama Elektron Mikroskop Analizi	37
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	38
BULGULAR	39
4.1. Stereomikroskop Bulguları	46
4.2. Tarama Elektron Mikroskop Bulguları	52
4.3. İstatistiksel Bulgular	59

TARTIŞMA	63
SONUÇLAR	75
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ	95



SİMGELER VE KISALTMALAR

BIS-GMA	BIS- Glisidil Metakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
HA	Hidroksi Apatit
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
Ca	Kalsiyum
P	Fosfor
H	Hidrojen
SEM	Scanning Electron Microscope (Tarama Elektron Mikroskobu)
CO₂	Karbon Dioksit
XeCl	Ksenon Klor
EDTA	Etilen Diamin Tetraasetik Asit
ODTÜ	Orta Doğu Teknik Üniversitesi
He-Ne	Helyum- Neon
Ga-As	Galyum- Arsenid
Ga-Al-As	Galyum- Aluminyum- Arsenid
Nd:YAG	Neodmiyum: Yitriyum Aluminyum Garnet

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
3.1. Çalışmada kullanılan email preparator jel, heliobond, syntac, tetric	31
3.2. Çalışmada kullanılan XeCl Excimer lazer	31
3.3. Termal Siklus Cihazı	34
3.4. Dişlerin %0.5'lik bazik fuksin içinde bekletilmesi	35
3.5. Kesit Alma Cihazı	36
3.6. Stereomikroskop	37
3.7. Tarama Elektron Mikroskobu	38
4.1. Tüm grupların mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarında görülen sızıntının yüzde olarak dağılımı	39
4.2. Tüm gruptaki ortalama sızıntı değerleri	40
4.3. Birinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	40
4.4. İkinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	41
4.5. Üçüncü gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	42
4.6. Dördüncü gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	43
4.7. Beşinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	44
4.8. Altıncı gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri	45
4.9. Birinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	46
4.10. İkinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	47
4.11. Üçüncü gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	48
4.12. Dördüncü gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	49
4.13. Beşinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	50
4.14. Altıncı gruptan alınan örnek(x6 büyütme)	51
4.15. Birinci gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	53

4.16.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	53
4.17.İkinci gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	54
4.18.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	54
4.19.Üçüncü gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	55
4.20.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	55
4.21.Dördüncü gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	56
4.22.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	56
4.23.Beşinci gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	57
4.24.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	57
4.25.Altıncı gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)	58
4.26.Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü(x200 büyütme)	58

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge	Sayfa
2.1. Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları	28
3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin seri numaraları ve üretici firma adları	29
4.1. Minedeki sızıntı derecelerinin örnek sayısına göre dağılımı	59
4.2. Dentindeki sızıntı derecelerinin örnek sayısına göre dağılımı	60
4.3. Minede görülen sızıntı derecelerinin Mann- Whitney U testi ile karşılaştırılması	60
4.4. Dentinde görülen sızıntı derecelerinin Mann- Whitney U testi ile karşılaştırılması	61
4.5. Her bir grubun mine ve dentininde görülen sızıntı farklılıklarının Ki-Kare testi ile karşılaştırılması	61
4.6. Asitle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntının, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntıdan farkının Ki-Kare testi ile hesaplanması	62
4.7. Tüm grupların minelerinde görülen sızıntı ile dentinlerinde görülen sızıntılar arasındaki farkın Ki-Kare testi ile hesaplanması	62

GİRİŞ

Restoratif dişhekimliğinin en önemli sorunlarından birisi, kenar sızıntısıdır. Kenar sızıntısı, restoratif materyal ile kavite duvarı arasından bakteri, sıvı, molekül ve iyonların mikroskobik geçişi şeklinde tanımlanır(1,2). Kenar sızıntısına bağlı olarak dişlerde renk değişikliği, aşırı duyarlılık, ikincil çürükler ve hatta pulpaya ait sorunlar gelişebilir. Bu nedenle ideal bir restoratif materyal, diş dokularına adezyonla bağlanarak, kenar sızıntısını önleyebilmelidir(1).

Günümüzde restoratif materyal olarak, estetik görünümleri, civa içermemeleri, yalıtkan oluşları ve diş dokularına bağlanabilme özellikleri nedeniyle kompozit rezinler çoğunlukla tercih edilmektedir(3). Ancak rezinlerin, yüksek ısısız genişleme katsayıları ve polimerizasyon esnasında %2.6 -7.1 oranında büzülme göstermeleri, özellikle gingival basamaklarda kenar adaptasyonun sağlanmasını güçleştirir(4-6).

Restoratif dişhekimliğinde kompozit rezinlerin diş dokularına mikromekanik olarak bağlanmasını sağlayan asitle pürüzlendirme yöntemi ve dentin bonding sistemlerinin kullanılması, kenar sızıntı sorununu bir ölçüde azaltabilmiştir(7). Asitle pürüzlendirme mine dokusunda, kesici aletlerin oluşturduğu artıkları ortadan kaldırır, minenin yüzey alanını genişleterek, rezinin adaptasyonunu arttırmış olur(8). Dentin bonding sistemlerinin ilk basamağı olan dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi ise smear tabakasının yapısını değiştirerek veya bu tabakayı ortadan kaldırarak, rezinin yüzeye infiltrasyonuna izin verecek şekilde dentini demineralize eder(9).

Diş dokularının pürüzlendirilmesi amacıyla asite alternatif olarak lazer de kullanılabilir(10-12). Lazer terimi, radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelen "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur. Lazer genel tanımıyla elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştüren bir alettir. Kullanılan lazerleri yumuşak ve sert olarak iki başlıkta toplamak mümkündür(13).

Lazer teknolojisi, ağız içi yumuşak doku patolojilerinde kullanılabileceği gibi, dişin sert dokularına da uygulanabilir. Son yıllarda dişhekimliği pratiğinde, ağrısız kesim, çürük profilaksisi, mine ve dentin

ürüklerinin kaldırılması, diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, restoratif materyallerin polimerizasyonu, dentin hassasiyetinin giderilmesi, tek seansta steril kanal tedavisi, diş taşlarının eliminasyonu ve periodontal dokuların sterilizasyonu gibi pekçok alanda lazerden yararlanılmaktadır (14-23).

Bu çalışmada, diş dokularının iki farklı pürüzlendirme yöntemi olan asitle veya lazerle pürüzlendirilmesinin kompozit rezin restorasyonlarda görülen kenar sızıntısı üzerine etkisinin *in vitro* olarak incelenmesi amaçlanmıştır.



KONU İLE İLGİLİ YAYINLAR VE ÇALIŞMALAR

Kompozit rezinler günümüzün en popüler estetik dolgu materyalleridir. Kompozit rezin materyali, rezin matriks ve bu matriks içinde dağılmış olan, çeşitli şekil ve büyüklükteki inorganik partiküllerden oluşur. Matriks, glisidil metakrilat ve bisfenol A 'nın birleşmesi sonucu oluşan Bis-glisidil metakrilat(BIS-GMA)'dır. Son yıllarda matriks içine iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretilen dimetakrilat (UDMA) ve viskoziteyi azaltmak için trietilen glolik dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir. İnorganik partiküller ise genellikle kuartz, stronsiyum-baryum cam, borosilikat cam, baryum-aluminyum ve lityum-aluminyum silikattan oluşur. İnorganik partiküllerin matriks içinde dağılım yüzdesi, rezinin ısıl genleşme katsayısını düşürerek, restoratif materyalin dayanıklılığını artırır. Kompozit rezinin iyi mekanik özelliklere sahip olabilmesi için organik rezin matriks ile inorganik partiküller arasında kuvvetli bir bağlanma olması gerekir. Bu bağlanma da “coupling agent” diye adlandırılan organik silanlar ile sağlanır. Silan, kompozit rezinin yalnız dayanıklılığını arttırmakla kalmaz, partiküller ile rezin arasına suyun geçişini engelleyerek, hidrolitik dengeyi sağlar. Böylece rezinin çözünürlüğü ve su absorpsiyonu azalır. Kompozit rezinler, inorganik partiküllerin büyüklüğü ve dağılımına göre makrofil, midifil, minifil, mikrofil ve hibrit olarak sınıflandırılabilir (24,6,25).

Kompozit rezinler, dimetakrilat monomerleri olduğundan, serbest radikallerin başlattığı ilave mekanizmalarla polimerize olurlar. Serbest radikaller de, kimyasal veya ısı, ışık gibi dış kaynaklı enerjilerle aktive edilebilirler. Polimerizasyonun başlamasına göre de kompozitler; ışıkla polimerize olanlar, kimyasal olarak polimerize olanlar ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olanlar şeklinde üç sınıfta toplanabilirler (24,6,25).

Kompozit rezinin ısıl genleşme katsayısı, diş dokusunun yaklaşık üç dört katı kadardır (6). Bu fark, ağız içi ısı değişimleriyle kompozit rezin ara yüzünde negatif bir basınç meydana getirerek, kenar sızıntısına yol açacaktır (26).

Kompozit rezinlerde, polimerizasyon sırasında %2.6-7.1 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Polimerizasyon büzülmesi kompozit rezin restorasyonların diş dokusu ile birleşim sınırında mikro çatlaklara özellikle gingival kenarlarda mikroaralık oluşumuna neden olur. Kompozit rezinin higroskopik genleşme göstermesi, polimerizasyon

büzülme aralığını tam anlamıyla kapatmada yeterli olmayacak, kompozit rezin ve kavite duvarları arasındaki boşluklarda kenar sızıntısı oluşacaktır. Günümüzde kompozit rezinlerin inorganik partikül miktarının %50 oranında artırılması ve daha yüksek ağırlıklı BIS-GMA oligomer kullanılması ile kompozitin polimerizasyon sırasında görülen boyutsal değişiklik değerleri %1-1.7'ye düşürülmüş ancak bu işlem polimerizasyon büzülmesinin tam olarak engellenmesi için yeterli olamamıştır(6). Bugün kompozit rezinlerin yüksek ısıl genleşme katsayısı ve polimerizasyon esnasında büzülme göstermeleri, restorasyonla diş dokusu arasında boşlukların oluşması dolayısıyla kenar sızıntısı meydana gelmesi halen çözüm bulunamamış bir sorundur(6).

KENAR SIZINTISI

Kenar sızıntısı, restoratif materyalle kavite duvarları arasından bakterilerin, sıvıların, molekül ve iyonların mikroskobik geçişi olarak tanımlanabilir. Restorasyon kenarları ile kavite duvarları arasındaki boşluklardan giren maddelerin etkisiyle dişlerde renk değişikliği, aşırı duyarlılık, ikincil çürükler, pulpada harabiyet oluşmakta ve restoratif materyalde kırılmalar görülebilmektedir (1,2,5).

Kapiller çekim, kenar kırılmaları, yüzeyler arası basınç değişikliği gibi birçok etkenin kenar sızıntısına neden olabileceği bilinse de en önemli etken, restoratif materyal ve diş dokusunun ısı değişimleri karşısında gösterdikleri genleşme ve büzülme oranlarının farklı olmasıdır. Restorasyon materyali ile dişin ısıl genleşme katsayıları arasındaki bu fark nedeniyle, ağız içi ısısının düşmesi yüzeyler arasında negatif basınç oluşturarak ağız içi sıvılarının kenardan sızmasına neden olur. Isının yükselmesi halinde ise yüzeyler arası basınç artar ve sıvılar tekrar yüzeye çıkarlar (26).

Bullard et al.(26), ısıl genleşme katsayısı farklı restoratif materyalleri kenar sızıntısı yönünden karşılaştırmışlar ve cam iyonomer gibi düşük ısıl genleşme katsayılı materyallerin kullanımıyla, kenar sızıntısının büyük ölçüde kontrol edilebileceğini göstermişlerdir.

Başarılı bir kenar uyumu elde etmek için restoratif materyal ile diş dokusu arasında adeziv bir bağlanma olmalıdır. Ancak ağız içi ortamında bu bağlanmanın sağlanması çok zordur(27). Restoratif materyallerin boyutsal değişiklik göstermeleri ve kavite duvarlarına iyi adapte

olamamaları nedeni ile diş dokusu ile restoratif materyal arasında kenar sızıntısı görülmektedir. Bazı restoratif materyallerin (amalgam gibi) kenar uyumları başlangıçta zayıf olsa da, zamanla, örneğin oluşan korozyon ürünlerinin birikimi ile kenar adaptasyonunun arttığı görülür. Kompozit restorasyonlarda ise zamanın kenar uyumunu arttırıcı yönde bir etkisi yoktur(28).

Kompozit restorasyonlarda, polimerizasyon büzülmesi, ısıl boyut değişkenliği, su absorpsiyonu ve tekrarlayan ısıl ve/veya mekanik stresler neticesinde meydana gelen aşınmalar kenar uyumunu azaltan etkenlerdir (29).

Kenar sızıntısının belirlenmesinde kullanılan yöntemler:

Boya penetrasyon yöntemi

Günümüzde, boya penetrasyon yöntemi kenar sızıntısının belirlenmesi için çok sık kullanılır (30,31,32). Bu yöntemde, çekilmiş bir diş restore edilip apeksi kapandıktan sonra, restorasyon dışında kalan tüm diş yüzeyi cila ile kaplanır ve belirli bir süre boya içinde bekletilir. Bu işlemlerden sonra yıkanan örneklerden elde edilen kesitler mikroskop altında incelenir(31).

Boya penetrasyon yönteminde çeşitli tür ve yoğunluklarda boyalardan yararlanılmaktadır(%2'lik bazik fuksin, %2'lik eritrosin, %2'lik metilen mavisi, %2'lik anilin mavisi, %1'lik kristal viyole gibi). Dental araştırmalarda kullanılan boyalar, solüsyon veya farklı boyutlarda parçacık içeren süspansiyonlar şeklindedir. Boya parçacık çapı, dentin tübüllerinin iç çapından (1-4 µm) daha küçük olmalıdır (31).

Boyaların hazırlanma yöntemi de çok önemlidir. Örneğin, bazik fuksinin özellikle propil glikol alkol'de çözünmesi ile elde edilen solüsyon çürük dentine bağlanma özelliğine sahiptir. Böyle durumlarda dentinin boyanması hatalı yorumlanabilir. Sızıntı çalışmalarında dentinde meydana gelen boyanma, restorasyon materyali ile kavite duvarı arasındaki boşluğun boyanmasından ayırt edilebilmelidir. Kullanılan boyaların her koşulda renklerini korumaları beklenirse de bu her zaman gerçekleşmeyebilir.Örneğin anilin mavisi, kalsiyum hidroksit gibi ortamı alkalileştiren maddelerin varlığında renksizleşir.Bu durum boyama yönteminin dezavantajlarından biridir(33). Diş kesitinin küçük bir bölümünün incelenmesiyle, restorasyonun tümü hakkında bir

değerlendirme yapma zorunluluğu ise yöntemin bir başka dezavantajıdır(31). Öte yandan, boya penetrasyon yöntemi, tekniğin çok duyarlı bir şekilde uygulanmasını gerektirir ve sonuçların değerlendirilmesi için standardizasyon yapılmalıdır. Kenar sızıntısının saptanmasında standartlığın sağlanması oldukça zor olup genellikle sızıntı, yayılım alanına bağlı olarak derecelendirilir. Çalışmalar sırasında kimyasal reaksiyona ve radyasyona gerek duyulmaması, yöntemi diğerlerinden üstün kılar. Kullanılan boyaların toksik özellik taşımaması, ucuz olmaları ve kolay elde edilebilmeleri yöntemi üstün kılan diğer nedenlerdir(34).

Hava basıncı yöntemi

Bu yöntem, diş, kök kanalı ve pulpa odası boyunca basınçlı havanın verilmesi ve statik bir sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesi esasına dayanır(35). Suyu gömülmüş restorasyon materyalinin kenarından hava kabarcıkları çıkışının mikroskopik olarak gözlenmesi, kenar bütünlüğü hakkında öznel bir bilgi verir. Basınçlı hava yönteminin diş dokusu üzerine herhangi bir zararlı etkisi yoktur. Ancak bu yöntemle, sızıntının gerçek boyutları hakkında detaylı bir bilgi edinilemez. Hava basıncı testleri, restorasyonun tüm kenarları boyunca sızıntı olduğu izlenimini doğurabilir ve bu görüntü klinik durumu tam olarak yansıtmaktan uzaktır (31,32).

Bakteriyel çalışmalar

Bakteriyel sızıntı çalışmaları, *in vitro* şartlarda çürük benzeri lezyonların, restorasyonla diş arasındaki yüzeyde bakteriyel kolonizasyon yapabilme yeteneklerinin gözlenmesi esasına dayanır(31). Kenar sızıntısı, bu yöntemle sayısal olarak değil, nitel olarak belirlenebilir. Bakterilerin sızabilmesi için, kenar aralıklarının boyutu 0.5-10 µm veya daha fazla olmalıdır. Bu yöntemle daha küçük aralıkların belirlenmesi olanaksızdır. Ancak, bakteriyel yöntemlerle saptanamayacak kadar küçük boyuttaki aralıkların bakteri ürün ve toksinlerinin geçişine izin vermeyeceği için klinik olarak fazla önemli olmadığı söylenebilir. Buna rağmen, bakteri popülasyonunun kontrolündeki zorluklar bu yöntemin yaygın kullanımını kısıtlamaktadır(30,31,32).

Radyoaktif İzotop Yöntemi

Radyoaktif izotop yöntemi, boya penetrasyon yönteminden sonra en fazla kullanılan yöntemdir. Kenar sızıntı derecelerinin belirlenmesinde, boya yönteminden daha hassastır. Ancak diffüze olan sıvıların kimyasal aktivitesi ve iyonik etkileşimi, sızıntı miktarını etkileyebilir ve farklı izotopların kullanımı, restorasyonlarda değişik sızıntı dereceleri gösterebilir(30). Bu yöntem restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyografi ile tespiti esasına dayanır(36). Tıbbi araştırmalar için pek çok radyoizotopun geliştirilmesi, bu maddelerin dişhekimliği alanında kullanımını da arttırmıştır. Bu amaçla kullanılan izotoplar arasında, Na^{22} , Mn^{53} , Mn^{56} , I^{131} , S^{35} , Zn^{63} , Zn^{65} , Ag^{110} , Ag^{111} , C^{14} , F^{18} , Cu^{64} , Pd^{103} , Pu^{239} , Cd^{115} , Pb^{86} , Ca^{45} sayılabilir.

Kimyasal İşaretleyicilerin Kullanımı

Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz bileşik kullanılarak, gümüş tuzları gibi opak bir çökelti elde edilir. Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olması gerekir(30,31). Yalnızca küçük moleküllü olanların penetrasyonu ile görüntü elde edilmesi, dolayısıyla kenar sızıntısının belirlenmesi olanaksızdır. Leinfelder et al.(37), çözünebilir özellikte olan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ taban maddesinin sızmasıyla oluşan pH değişikliklerini saptama temeline dayanan bu yöntemi tanımlamışlardır. Bu amaçla indikatör kağıtlar kullanmak suretiyle renk değişikliklerini saptayarak, restorasyon kenarından alkalın maddelerin kaçışını göstermişlerdir.

Termal ve Mekanik Siklus Uygulama

Kenar uyumunu ve kenar sızıntısını belirlemede, tekrarlanan termal ve mekanik streslerin uygulanması çok yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Kenar sızıntısına mekanik siklusun etkisi, termal değişikliklerin etkisinden daha azdır. Termal siklusda, ağızda oluşabilecek ısı değişimleri *in vitro* olarak taklit edilerek, restorasyon ile diş dokusu

arasındaki ısısal genleşme katsayıları arasındaki fark ortaya konulabilir (31).

Nötron Aktivasyon Analizi

Douglas et al.(38), çekilmiş dişleri nükleer bir reaktörün merkezine yerleştirerek, nötron bombardımanı uygulamış, diş tarafından yayılan radyasyon ile işaretleyicinin miktarını ölçerek, sızıntı derecesi hakkında fikir sahibi olmuşlardır. Ancak bu yöntem, sızıntının lokalizasyonu hakkında bilgi vermez. Pahalı ve karmaşık bir yöntemdir, hassasiyet gerektirir. Bu nedenle kenar sızıntı çalışmalarında rutin olarak kullanımı olanaksızdır(30).

Elektrokimyasal Çalışmalar

Sızıntı değerlendirilmesinde elektrokimyasal yöntemin kullanılması, diş dokuları için yıkıcıdır ve *in vivo* şartlarda kullanılamazlar. Bu yöntemde çekilmiş diş köküne bir elektrot yerleştirilerek, restorasyon ile temas sağlanır. Restore edilen diş, elektrolit banyosuna batırılır. Diş ile banyo arasında potansiyel enerji uygulanır ve rezistansdan geçen akım ölçülerek sızıntı değerlendirilir (31).

Tarama Mikroskop Analizi

Birçok araştırmacı sızıntı belirleme yöntemlerinden elde ettikleri sonuçları, kavite kenarlarının mikroskopik analizleri ile desteklemektedirler. Bu yöntemle restorasyonun kenar uyumu görüntülenebilir (30,31).

Kenar sızıntısının azaltılması için çeşitli girişimler yapılmıştır. Mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi ve bonding sistemlerinin kullanılması, kenar sızıntısını bir ölçüde azaltır.

ASİTLE PÜRÜZLENDİRME

Minenin asitle pürüzlendirilmesi ilk kez 1955 yılında Buonocore tarafından ortaya atılmıştır(39). Asitle pürüzlendirme ile minede kesici aletlerin oluşturduğu artıklar ortadan kalkar, minenin yüzey alanı genişleyerek, rezinin adaptasyonu artmış olur(8).

Mine yüzeyinin yaklaşık 10 µm'lik bölümünü ortadan kaldıran asit, derinlikleri 5–50 µm arasında değişen pürüzlü bir yüzey oluşturur. Pürüzlendirilmiş minenin yüzey enerjisi artarak daha reaktif bir hale gelir. Bu şekilde minenin ıslanabilirliği de artar. Asit uygulaması, mine yüzeyinin deyim açısını küçültmekte ve uygulanan dolgu maddesi yüzeye daha iyi yayılmaktadır. Düşük viskoziteli rezinin, mikro pürüzlere doğru akarak rezin tagları oluşturması rezinin mineyle mikro mekanik olarak bağlanmasını sağlamaktadır(40). Buonocore et al.(41), rezin tagları oluşumunun, rezin ile asitle pürüzlendirilmiş mine arasındaki bağlanma mekanizmasının temelini oluşturduğunu göstermişlerdir.

Gwinnett(42), minede üç tip pürüzlendirme gözlemlemiştir. Birinci tipte mine prizmalarının çeperleri sağlam kalırken, prizma gövdeleri (*core*) ortadan kalkmıştır. Apatit kristalleri, içten dışa doğru uzanan çıkıntılar oluşturur. İkinci tip pürüzlendirmede, çeperler silinirken prizma gövdeleri sağlam kalır. Üçüncü tip ise prizmaların morfolojisiyle ilgili değildir. Bu tip pürüzlendirmede, alttaki mine prizmaları açığa çıkmadan, yüzeyde kayıplar meydana gelir. Gwinnett(42), genellikle mine prizmalarının yüzeye ulaşmadığı, dişlerin servikal bölgelerinde bu tip pürüzlendirmenin izlendiğini saptamıştır. Retief (43) ise üçüncü tip pürüzlendirmenin sadece servikal bölgelerde değil, pürüzlendirilmiş minenin diğer yüzeylerinde de görüldüğünü bildirmiştir. Bu gözlem 1991'de Kodaka et al.(44) tarafından yapılan çalışmayla bir kez daha doğrulanmıştır.

Asit uygulanmış bir mine için mikroskopik olarak en karakteristik görünüm şekilleri bal peteği, balık kuyruğu ve anahtar deliğine benzer görüntülerdir. Mine yüzeyine uygulanan asitler, organik maddenin dış tabakalarını ve aprizmatik yüzeyi kaldırabilme özelliğinde olmalıdır. Bu asitler aynı zamanda dolgu maddesinin mine içerisine girmesini sağlayabilecek, seçici bir dekalsifikasyon meydana getirmelidir. Asitlerin minede oluşturması istenen etki, geniş madde kaybı değil, minenin derin katlarına doğru parmak şeklinde uzantılar yapan bir pürüzlendirmedir. Asitlerin mine yüzeyinde oluşturduğu pürüzlendirmenin oluş mekanizması,

uygulanan asitin, kristalitlerin merkezine doğru girmesi ile oluşan bir yer değiştirme esasına dayanır. Kristalit çekirdeklerindeki apatitler yer değiştirir, C eksenine paralel olanlar parçalanır ve organik ara maddenin harap olmasıyla artan hacim iç basıncı artırarak kristalitlerin çatlamasına neden olur(45).

Pürüzlendirilen bölgenin derinliği veya pürüzlendirme işlemi esnasında kaybolan mine yüzeyi miktarı, uygulanan asitin konsantrasyonuna, pürüzlendirme süresine ve yüzeyel minenin kimyasal bileşimine bağlıdır(46). Pürüzlendirmenin etkisi süt dişlerinde, daimi dişlerden daha azdır. Çünkü genç diş minesinin kalsifikasyon derecesi, olgun mineden daha düşüktür. Rezinlerin bağlanma kuvvetlerinin, mine kalsifikasyon derecesiyle arttığı rapor edilmiştir(47). Süt dişlerindeki prizmatik yapının az oluşu, asitin bu dişlerdeki etkinliğini azaltan diğer bir etkidir. Ayrıca dişlerdeki florür miktarının fazla olması da asitin etkisini azaltır(47).

Minenin pürüzlendirilmesi için farklı konsantrasyonlarda fosforik asitler kullanılmaktadır. Asit konsantrasyonu %40'a ulaşıncaya kadar minede çözünen kalsiyum miktarı ve oluşan pörözitenin derinliği artar. Yüksek konsantrasyonlu asitler (%70) daha az kalsiyum çözer ve daha sık pörözite oluştururlar(48).

Manson-Rahemtulla et al.(48), değişik konsantrasyonlardaki (%10-70) fosforik asitleri kullanarak, minedeki pörözitenin derinliğini, kaybolan total kalsiyum ve çözünen yüzeyel mine miktarını incelemişlerdir. Fosforik asit konsantrasyonu arttıkça çözünen total kalsiyum miktarı ve pürüzlendirme derinliğinin arttığı ve %40'lık konsantrasyonda ise maksimum noktaya ulaştığı tespit edilmiştir.

Mine yüzeyindeki pörözite derinliklerinin incelendiği bir çalışmada, %37'lik fosforik asidin 60 sn uygulanmasıyla, 27.1µm derinlikte pörözite izlenmiştir. Fosforik asitin %5'lik konsantrasyonunun 15 sn süreyle uygulanmasıyla bu derinliğin azaldığı görülmüştür(49).

Asit konsantrasyonu belirli bir maksimum noktaya ulaşırsa yeniden çökeltme (*reprecipitation*) mekanizması harekete geçerek bağlanma kuvvetinde azalma olur. Yapılan bir çalışmada, %50'lik fosforik asitin mine yüzeyinde çalkalamayla uzaklaştırılabilecek bir çökelti (monokalsiyum fosfat monohidrat) oluşturduğu ancak %27' den daha düşük konsantrasyonlu fosforik asit uygulandığında, oluşan çökeltinin (dikalsiyum fosfohidrat) kolaylıkla uzaklaştırılmadığı gözlenmiştir(50).

Günümüzde 60 sn olarak bilinen asit uygulama süresi azaltılarak, minenin 15 sn süreyle pürüzlendirilmesinin yeterli olduğu bildirilmiştir (40). SEM çalışmalarında, minenin 15 sn süreyle pürüzlendirilmesinin iyi bir retantif alan sağlamada yeterli olduğu tespit edilmiştir (51-53). Hosoya (54) ise, % 40'luk fosforik asiti 10, 20, 30 ve 60sn süreyle uygulayarak minede oluşturdukları pörözite derinliklerini incelemiş ve 30 saniyenin en güvenli ve etkili pürüzlendirme süresi olduğunu rapor etmiştir.

Barkmeier et al.(53), % 37' lik fosforik asitle mine yüzeylerini, 15 ve 60 sn süreyle pürüzlendirip, mine yüzeylerini ve rezinin bağlanma kuvvetlerini incelemişlerdir. SEM çalışmalarının sonucunda, her iki sürede de mine yüzeyinde benzer görüntülere rastlanılmış, rezin bağlanma kuvvetlerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Asit konsantrasyonundaki ve pürüzlendirme süresindeki azalmanın ortodontik braketlerin retansiyonunda olumsuz bir etki yaratmadığı görülmüştür(52). Bunlara ilave olarak yapılan klinik çalışmalarda, fissür örtücülerin retansiyonunun, pürüzlendirme süresinin azaltılmasından etkilenmediği sonucuna varılmıştır(55).

Asitle pürüzlendirme, restorasyon kenarlarında görülen sızıntıyı da azaltmaktadır(56). Shaffer et al.(57), mine dokusunun 15 veya 60 saniye pürüzlendirildiği kavitelerde minede hiç sızıntıya rastlamamışlardır. Bir diğer çalışmada ise mine yüzeylerinin 5 sn süreyle pürüzlendirildiği V. sınıf kavitelerde oluşan sızıntının 15 ve 60 sn'lik sürelerde görülen sızıntıdan daha fazla olduğu bildirilmiştir(58).

Asitle pürüzlendirmenin sızıntıyı azaltıcı etkisi daha çok mine üzerinde olmakta, kavite sınırlarının dentin ve sement dokusuna ulaştığı durumlarda aynı ölçüde başarı elde edilememektedir(59). Hembree and Andrews(60), yaptıkları in vitro çalışmalarında, V. sınıf kompozit restorasyonlarda asitle pürüzlendirme yöntemi uygulanmasına rağmen gingival kenardaki sızıntının okluzal veya insizal kenardan daha fazla olduğunu görmüşlerdir.

Minenin pürüzlendirilmesi ile elde edilen başarı, araştırmacıları aynı işlemin dentinde de kullanılması yolunda cesaretlendirmiştir. Modern restoratif dişhekimliğinde, restoratif materyaller mine dokusu ile güçlü bir bağlanma oluştururken, dentin dokusu ile olan bağlanmada bazı sorunlar vardır. Buna neden, dentinin kompleks yapısı ve bileşimidir. Mine hacimsel olarak %92 oranda inorganik hidroksi apatitten(HA) oluşurken, dentinde ise bu oran yalnızca %45'dir. Minedeki HA kristallerinin düzenli dizilimlerinin aksine, dentindeki HA'ler primer olarak kollajenden

oluşmuş ve organik ara madde içinde rastgele dizilmişlerdir(61). Dentin dokusu çok sayıda kanal ve tübüller içerir. Tübüller sayısı pulpada mm^2 'de 45.000 iken, mine-dentin sınırında mm^2 'de 20.000'e düşer. Pashley(62), dentin tübüller yoğunluğunun pulpa yakınında %25 iken, mine civarında %4 olduğunu göstermiştir. Pulpa boynuzları üzerindeki okluzal dentinin geçirgenliği, okluzal yüzeyin merkezinden daha fazladır. Proksimal dentin okluzal dentinden, kron dentini de kök dentininden daha geçirgendir(63).

Dentinde yapılan tüm kesme işlemlerinin ardından, yüzeyde oluşan birikintiler smear tabakasını oluşturur. Dentin smear tabakası, genellikle 1-5 μm kalınlığında olup, HA kristalleri ve kısmen denatüre olmuş kollajen içerir. Restoratif işlemler esnasında, dentinde oluşan smear tabakası bir difüzyon bariyeri olarak işlev görür(64,65).

Dentinin pürüzlendirilmesi kimyasal, ısısal ve mekanik yollarla gerçekleştirilebilir. Kimyasal olarak, asitler ve Ca şelatörleri, ısısal olarak lazerler, mekanik olarak ise mikroabrazyon kullanılır(66).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ilk kez 1979'da Fusayama et al. (67) tarafından ortaya atılmıştır. Dentin bonding sisteminin ilk basamağı olan dentinin asitle pürüzlendirilmesi (dentin conditioning), yüzeyi dentin bonding ajanının mikromekaniksel ve kimyasal bağlanmasına uygun hale getirir. Dentin pürüzlendirilmesinin temel etkileri fiziksel ve kimyasal değişiklikler olmak üzere iki başlık altında toplanabilir. Fiziksel değişiklikler, dentin tübüllerinin şeklinde ve smear tabakasının morfolojisi ve kalınlığındaki değişimdir. Kimyasal değişiklikler ise organik madde modifikasyonu ve inorganik kısım dekalsifikasyonudur(68).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi; smear tabakasının yapısını değiştirerek veya bu tabakayı tümtüyle ortadan kaldırarak, alttaki dentinle bağlantıyı sağlamak, rezinin yüzeye infiltrasyonuna izin verecek şekilde yüzeyel dentini demineralize etmek, intertübüller ve peritübüller dentini dekalsifiye etmek ve dentin yüzeyini temizlemek amacı ile yapılır. Kavite preparasyonu esnasında dentin, kan, tükürük vs. ile kontamine olur ve bu tip artıklar, rezinin dentin yüzeyinde oluşan pörözitelere infiltrasyonunu engeller. Asitler smear tabakasını çözerek, artıkları dentin yüzeyinden uzaklaştırır(68,64,63,66,65,40).

Smear tabakasının kollajen kısmı asitte çözünmez ve pürüzlendirilmiş yüzeyde kalır. Smear tabakasının tübüllere doğru değişik boyutlarda uzanması ile oluşan smear tıkaçları dentin geçirgenliğinin azalmasından sorumludur. Smear tıkaçları, adeziv rezinin, tübüllere penetrasyonunu engeller. Asitin yeterli süre uygulanması, hem smear

tabakasını hem de smear tıkaçlarını çözecektir. Smear tabakasının mineral kısmı, asitin pH'sına, kimyasal bileşimine, viskozitesine bağlı olarak birkaç saniyede çözülür(64,66,69,61).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile dentin tübülleri açılır, dentin geçirgenliği artar, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye olarak, dentin porözitesi artar. Dentin porözitesi, dentin matriksinin kollajen kısmından HA mineral kristalitlerinin çözünmesiyle oluşur(70-72).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile dentin geçirgenliğinin, kollajen denatürasyonunun artması ve Ca, P iyonlarının yeniden çökmesi ile demineralize matriks porözitesinin azalması istenmeyen özelliklerdir(73). Ruse and Smith(74), dentine asit uyguladıklarında, yüzeydeki Ca'un boşaldığını, organik artıklardan zenginleşerek bonding sistemlerinin, dentinin organik komponentleriyle etkileşime girdiklerini rapor etmişlerdir.

Dentin üzerine asit uygulanması pulpal irritasyona neden olacağı düşüncesi ile başlangıçta pek benimsenmemiştir. Asidin toksisitesi ve smear tabakasının koruyucu fonksiyonunu ortadan kaldırması nedeniyle, asitlerin vital dentin üzerinde kullanılmasından uzunca bir süre kaçınılmıştır(75-77). Bazı araştırmacılar bakteriyel penetrasyon önlendiği takdirde fosforik asitin pulpayı irrite etmeyeceğini savunmuşlardır(78,79). Pulpal problemler asitle temastan değil dentin tübüllerinin iyi örtülmemesinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle klinik başarı için pürüzlendirilen dentin, hassasiyeti ve olası bir pulpal patolojiyi önlemek amacıyla iyice örtülmelidir.

Stanley et al.(76), dentin kalınlığının 1mm' den az olduğu durumlarda, dentinin asitle pürüzlendirilmesinin, pulpal reaksiyonlara yol açacağını rapor etmişlerdir. Diğer histopatolojik çalışmalar, asitle pürüzlendirmenin dentin üzerinde olumsuz etkilerinin olmadığı yönündedir(80,81).

White et al.(82), %10'luk fosforik asitin vital dentinde kullanılması ile uygulamadan 25 ve 80 gün sonra bile bakteriyel sızıntının ve pulpal harabiyetin oluşmadığını rapor etmişlerdir.

Dentin pürüzlendirilmesinde hidroklorik, oksalik, pürivik, fosforik, sitrik ve nitrik asit gibi çok çeşitli asitler kullanılmıştır. Yeni geliştirilen adeziv sistemlerde, mine ve dentinin pürüzlendirilmesinde, fosforik asitten daha zayıf asitler kullanılmaktadır. Clearfil Liner Bond sistemde % 10' luk sitrik asit, Restobond ve Mirage Bond'da % 2.5' luk

nitrik asit, Gluma sistemde oksalik asit ve aliminyum nitrat karışımı kullanılmaktadır(66).

Konsantrasyonu %2.5 olan nitrik asitin 30 sn süreyle uygulanmasıyla oluşan pürüzlendirmenin, %37'lik fosforik asit uygulamasıyla aynı olduğu saptanmıştır(83).

Dentin bonding sisteminin ikinci basamağı bir veya daha fazla hidrofilik rezin monomer içeren primer uygulanmasıdır(40). Hidroksietilmetakrilat (HEMA) içeren primer moleküllerinde hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere iki fonksiyonel grup vardır. Hidrofilik grup dentin yüzeyi ile, hidrofobik grup ise rezinle bağlantı yapar(40). HEMA düşük viskoziteli, hidrofilik, monofonksiyonel metakrilat monomeridir ve diş dokusunun hidrofilik komponentleriyle H bağı yapmaya yatkınlığı vardır(84). Primer, dentin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırır. Demineralize olmuş dentindeki artık smear tabakasının arasından geçerek, eriyen hidroksi apatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollajenler çevresinde ağ biçiminde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşturur(40). Hibrit tabaka oluşumunu ilk kez 1982'de Nakabayashi tanımlamıştır(85). Bu tabaka, ko-polimer, kollajen ve HA kristallerinden oluşmuş olup, asite dirençli ve erimeyen özelliktedir (resin-reinforced zone, resin-infiltrated layer). Hibrit tabakadan, dentin kanalları içine uzanan rezin uzantıları da iyi bir mikromekanik bağlantı sağlanmasına yardımcı olmaktadır. Ancak dentin dokusuyla iyi bir adezyon sağlamak için, dentin kanalları içine uzanan bağlayıcı ajan uzantılarından çok hibrit tabakanın daha önemli olduğu ileri sürülmektedir(86). Hibrit tabaka, dentin yüzeyini tamamen örterek, sıvı akışını engeller. Geçirgen olmayan hibrit tabaka, mikroorganizmaların tübüllere ve pulpaya invazyonuna izin vermez. Bu şekilde postoperatif hasasiyet de önlenmiş olur(86,40).

Dentin bonding sistemlerinin üçüncü basamağı bağlayıcı ajanların (dentin bonding ajanlar) uygulanmasıdır(65,40). Dentin bonding ajanlar, restoratif sistemlerin monomerleri ve dentinin organik ve/veya inorganik komponentleriyle etkileşime geçen, reaktif gruplar içeren difonksiyonel veya multifonksiyonel organik moleküllerdir(87). Her kompozit rezinin kendine özgü bir bağlayıcı ajanı vardır. Bunların bir kısmı kimyasal olarak (*self-cured*), bir kısmı ışıkla (*photo-cured*) bir kısmı ise hem kimyasal hem de ışıkla (*dual-cured*) polimerize olurlar(88). Bağlayıcı ajanların, intertübüler dentine penetrasyonları sonucu rezin tagları oluşur. Resin taglarının oluşumu, rezin retansiyonunu önemli ölçüde etkiler(89).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesinin, restoratif materyallerin retansiyonunu artırıp, arttırmadığının incelendiği çalışmalarda pürüzlendirilmiş örneklerde rezinlerin tübüllere penetrasyonu görülse de, retansiyonun artmadığı izlenmiştir. Buna neden olarak rezin taglarının polimerizasyonunun, dentin sıvısından olumsuz yönde etkilenmesi, büzülme kuvvetlerinin etkisiyle tagların dentin tübüllerinden geri çıkması ve rezin taglarının dentin tübüllerine tam olarak adapte olmaması gösterilmiştir(90,91).

Dentin bonding sistemlerinin kullanılmasıyla diş dokusu ile restorasyon arasında görülen sızıntıda azalma olduğu pekçok çalışmada gösterilmiştir(92-98). Mine restorasyon arayüzünde görülen kenar sızıntısı, yeterli mine kalınlığının olduğu bölgelerde asitle pürüzlendirme yöntemiyle elimine edilebilmektedir. Ancak dentin ile restorasyon arasındaki sızıntıyı elimine etmek çok daha güçtür. Dentin bonding sistemlerinin, gingival kenarı mine sement sınırının altına uzanan restorasyonlardaki sızıntıyı tam olarak önlemesi ise mümkün olmamıştır.

Son yıllarda dentin bonding sistemleri çok hızlı bir gelişme göstermiştir. Günümüzde mine ve dentin dokusunu aynı anda pürüzlendiren ve smear tabakasını tek aşamada ortadan kaldıran asitler kullanılmaya başlanmıştır. Tek aşamalı pürüzlendirme (*total-etch*) hem zamandan kazanç sağlar, hem de yöntemi basitleştirir (99). Bazı sistemlerde ise primer ve conditioner kombine edilerek "*self-etching primer*" diye adlandırılmış ve dentin bonding uygulaması iki basamağa indirilmiştir(100). Universal Bondingler ile mine, dentin ve amalgam bonding sistemleri birleştirilip tek bir sistemde toplanmıştır(101,102). Firmaların Prime&Bond diye adlandırdığı sistemlerde ise primer ve bağlayıcı ajan birleştirilmiştir(102).

Günümüzde yapılan en önemli değişiklik "Çok Amaçlı (multi-purpose) Adeziv Sistem" ve "Tek Bağlayıcı (single bond) Adeziv Sistemler" inin bulunmasıdır.

Çok Amaçlı Adeziv Sistem'lerin uygulama alanları çok geniştir. Bunlar seramik restorasyonların onarımında seramik-rezin, rezin simanlarda metal-rezin, amalgam dolgularda amalgam-rezin arasında da bağ oluşturabilmektedir(101).

Kanca(103) nemli bağlanma (*Wet Bonding*) kavramını ortaya atmıştır. Güncel dentin bonding sistemlerin çoğu aseton esaslı hidrofilik primer solüsyonu içerdikleri için, nemli dentin dokusu ile kuru dentine oranla daha güçlü bir bağlanma oluştururlar.

Dentinin pürüzlendirilmesinde, asitlerden başka şelatörler de kullanılmaktadır. Şelatörler, alttaki yapıyı dekalsifiye etmeden veya önemli fiziksel değişiklikler yapmadan, smear tabakasını ortadan kaldırırlar. Smear tabakasını uzaklaştırırken, yüzeyde önemli derecede bir konkavite oluşmaz ve fosforik asitin oluşturduğu şekillere rastlanmaz. En iyi bilinen şelasyon ajanı, Gluma sisteminde kullanılmak üzere geliştirilen etilen diamin tetraasetik asit(EDTA)'dir(66).

Dentinin mekanik olarak pürüzlendirilmesinde kullanılan alüminyum oksitle yapılan mikroabrazyon yönteminde, partiküllerin boyutuna ve hızına bağlı olarak değişen oranlarda sağlam ve çürük dentin uzaklaştırılır. Partikül çapı 0.5 µm'den küçük olanlar mineyi etkilemez sadece yüzeyi temizlerler(66).

LAZERLE PÜRÜZLENDİRME

Lazer uygulanması geçtiğimiz 20 yılda önemli bir gelişim kaydetmiş, teşhis, tedavi ve koruyucu hekimlik gibi sağlık alanlarında büyük ölçüde kabul edilebilir düzeye erişmiştir. Bu uygulama, günümüz dişhekimliğinin değişik alanlarında da yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır(13). Son yıllarda lazerin, diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla da kullanılabileceği ve bu alanda asite karşı bir alternatif olabileceği düşünülmüştür (10-12,17).

Lazer terimi, radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin artırılması anlamına gelen "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" sözcüklerinin ilk harflerinden türetilmiştir. İlk lazer ışını Theodore Harold Maiman tarafından 1960 yılında Ruby yakut kristali kullanılarak, laboratuvarında deneysel olarak üretilmiştir(13). Dişhekimliğinde ilk denemeler Stern ve Sognaes tarafından 1964'de diş kesiminde lazer kullanımı ile başlamış, modern lazer teknolojisi ise Terry Myers tarafından geliştirilmiştir(104).

Lazer, ışık enerjisini ısı enerjisine dönüştüren bir düzenektir(13,105). Lazer sistemlerinin etki ve kullanım alanları birbirinden farklı olmasına karşın, lazer sistemi; lazer ortamı, bir tarafında % 100, diğer tarafında %90 yansıtıcı ayna bulunan optik rezonans odası ve içinde lazer aktif maddesinin bulunduğu rezonans odasına enerji yollayan pompa sistemi olmak üzere üç ana kısımdan oluşur(13,105). Lazer ortamı lazer enerjisinin kaynağıdır ve içindeki lazer aktif maddesine göre lazerin ismini belirler. Örneğin CO₂ lazerde, lazer ortamında CO₂

gazı bulunmaktadır. Pompa sisteminden gelen enerji ile rezonans odasındaki lazer aktif maddesinin atomları uyarılır. Her atomun negatif yüklü elektronları ile pozitif yüklü çekirdeği vardır. Atomun bir dış enerji kaynağı ile aktive edilmesi sonucunda elektron ya daha yüksek bir yörüngeye atlar, ya da uyarılmış duruma geçer. Bu atomlara 'uyarılmış atom' denir. Çok kısa bir süre içerisinde elektron normal durumuna döner ve bu arada foton denilen ufak bir enerjiyi açığa çıkarır. Buna da 'spontan emisyon' denir. Eğer bu foton eşit enerjili bir başka atomu uyarırsa, o takdirde 'stimule edilmiş emisyon'la iki benzer foton oluşur. Bu şekilde benzer atomik özelliklere sahip bir ortamda bu olay devam ederek ve fotonlar ileri-geri yansıtılarak büyüyen bir enerji oluşur. Güçlenmiş olan ışınlar % 90 yansıtıcı aynadan % 10-15 oranında geçerek rezonans odasını terk ederler(105).

Lazer ışığı, uygulanacakları bölgeye ya direk olarak (*non-contact*), ya da ışığı geçirebilen fiberler yardımı ile (*contact*) gönderilebilirler. Lazer ışığının tüm dalga boyları aynı frekans ve enerjiye sahiptir (*monochromatic*). Işıklar birbirlerine paralel olduğu gibi (*collimated*), tek bir noktada odaklanabilirler (*coherent*) (106,107,105).

Lazer parametreleri iki grupta toplanabilir(106,107,105):

- a. Lazer sisteminin kendinde varolan özellikleri; dalga boyu, ışın modu, ışın tipi ve güç menzildir.
- b. Kullanıcı kontrolündeki özellikler; çıkış gücü, ışın zamanı ve ışınlama bölgesinin büyüklüğüdür. Lazerlerin temel farklılaştırıcı özelliği dalga boyudur ve bu lazer ortamı ve ışın moduna bağlı olarak değişim gösterir.

Lazer ışığının değişik dalga boyları üç grupta toplanabilir(106,107,105):

1. Mor ötesi (*Ultraviolet-UV*) spektrum (140–400 nm)
2. Görünür (*Visual-VIS*) spektrum (400–700 nm)
3. Kızıl ötesi (*Infrared-IR*) spektrum (700 nm)

Lazerin dokularla etkileşimi, fotonların, hedef dokunun molekül ve atomlarıyla olan etkileşimidir(106). Bu etkileşimler, birçok karmaşık reaksiyonlar sonucu oluşur ve bugün bile henüz tam anlaşılammış mekanizmalar içerirler. Lazerin dokulara etkisi termal, fotokimyasal ve fotodekompozisyon mekanizmalarıyla ortaya çıkar(106,108,107).

Termal etkiler: En iyi bilinen termal etki lazer ışığının emilimi ile dokunun buharlaşmasıdır. Lazer enerjisi ısıya dönüşerek dokuyu tahrip

eder. Nekroz ve koagülasyon 60 °C'nin üzerinde gözlenir. 100 °C'de doku içindeki su buharlaşır. Karbonizasyon ve prolizisile (>300 °C) dokunun buharlaşması, termal lazer-doku etkileşimi sonucudur (106,107,109).

Fotokimyasal etkiler: Lazer ışığının herhangi bir termal etkisi olmadan absorpsiyonu ile molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirmesidir. Lazer ışığının neden olduğu fotokimyasal etkileşimler dokuların iyileşme ve tamir gibi biyokimyasal ve moleküler işlemlerinde uyarıcı rol oynar. Enerji yoğunluğu arttığında fotokimyasal etkiler fototermal etkiye dönüşebilir (106,107,109).

Fotodekompozisyonel etkiler: Bu tür etkiler fotodisrüksiyon ve fotoablasyon adı altında toplanabilir.

Fotodisrüksiyon: Yüksek enerjili lazerlerin kullanılması ile sekonder şok dalgası bir plazma (toplam yükü nötral olan iyonize bir partikül bulutu) oluşturarak dokuyu mekanik olarak tahrip eder(106,107,109).

Fotoablasyon: Komşu dokulara hiçbir zarar vermeden hedef dokunun atomik ve moleküler bağlarını kırar. Sadece excimer lazerler atomik ve moleküler bağları ayırabilecek yüksek enerjili ışınım yaparlar(106,107,109).

Lazer Türleri

Medikal ve dental uygulamalarda kullanılan lazerler yumuşak ve sert olmak üzere iki tiptir(13):

Yumuşak lazerler: Düşük enerjiye sahip soğuk (atermik) lazerler olarak bilinirler. Yumuşak lazerler doku rejenerasyonuna yardımcı sistemler olarak tıp ve dişhekimliği alanında ağrının giderilmesi, enflamasyon ve ödemin azaltılması ve iyileşmenin hızlandırılması amaçlarıyla kullanılırlar(110,111,107).

Klinik uygulamalarda önerilen başlıca yumuşak lazer tipleri, Helyum-Neon (He-Ne), Galyum-Arsenid (Ga-As) ve Galyum-Aluminyum-Arsenid (Ga-Al-As) lazerlerdir. Farklı dalga boylarına sahip bu lazerler içinde dalga boyu 632.8 nm olan He-Ne lazer daha yaygın olarak kullanılmaktadır(13). Yumuşak lazerin yara iyileşmesini hızlandırıcı etkisinin fibroblastların uyarılması sonucunda kollajen yapımının artmasına bağlı olduğu öne sürülmektedir(112). Ayrıca dentin hassasiyetinin giderilmesinde de kullanılmaktadırlar. Bu konuda özellikle

Ga-Al-As yumuşak lazerlerinin kullanılmasıyla başarılı sonuçlar alınmaktadır(20). Bunun dışında çeşitli boyalar kullanılarak ışığa karşı duyarlı hale getirilen çürük yapıcı bakterilerin He-Ne ve Ga-Al-As lazerler kullanılarak öldürülebildiği bildirilmiştir(113). Yumuşak lazerler dişhekimiğinde akut lokalize osteitisin tedavisinde, aftların neden olduğu ağrının giderilmesinde ve iyileşmenin hızlandırılmasında da kullanılmaktadır(110,111,107).

Sert Lazerler: Bu lazerler yüksek enerjili termik lazerlerdir. Tıp ve dişhekimiğinde en çok kullanılan sert lazerler, karbondioksit (CO₂), Neodmiyum: Yitrium–Aluminyum–Garnet (Nd:YAG), Argon ve Excimer lazerlerdir(105).

Excimer lazerler, ışınımı, elektromanyetik spektrumun UV aralığında yer alan kısa atım süreli gaz lazerlerdir. Dalga boyu, gaz karışımına bağlıdır(argon florla dalga boyu 193 nm, kripton florla 248 nm, Ksenon klorla 308 nm). Bu lazerlerde doku etkileşimi farklıdır. Çünkü UV fotonlar, organik moleküllerde direk bağlanmayı kırabilecek derecede enerji yüklüdürler ve düşük derecede ısısal zarar verebilirler. Excimer lazer atımı 10-100 ns'dir. Bu atım hızında oluşan ısısal yan etkiler minimum düzeydedir. Bu lazerin diğer bir avantajı da organik dokuların, UV ışığı çok kuvvetli absorbe ederek sınırlı bir bölgede etkileşime neden olmasıdır(106,114,108,115).

Lazer uygulamalarında kullanılan bazı terimler(105):

Watt (W): Üretilen enerjini gücünü belirtir. $W = J/sn$

Joule (J) : Enerji birimidir.

Enerji : Güç x Zaman olarak açıklanır.

1 kalori = 4.184 J'e karşılık gelir. Örneğin, 10 W gücündeki bir lazer 5 sn süreyle ışın üretirse $E = 10 W \times 5 sn = 50 J$ 'lük enerji üretmiş olur.

Enerji yoğunluğu: Santimetrekareye düşen enerji miktarıdır. (J/cm²)

Hertz(Hz) : Frekans ölçüsüdür. Her saniye için oluşan devir miktarını gösterir. Örneğin 20 Hz = 20 atım/saniye

1 nanometre(nm) = $1 \times 10^{-9} m = 1 \times 10^{-6} mm = 1 \times 10^{-3} \mu m$

1 angström (Å) = $1 \times 10^{-10} m$

1 nanosaniye(ns) = 1×10^{-9} saniye

1 pikosaniye(ps) = 1×10^{-12} saniye

Lazerin Mine Dokusuna Etkisi

Lazer uygulaması mine üzerinde çatlaklara, çukurlaşmalara ve çiziklere yol açar(116,115). Çukurlaşmış minerin yapısında, apatit kristalitlerin boyutunda artma ve prizmatik yapının kaybı gibi bir takım değişiklikler oluşur. Bu yüzey özelliği, lazer ışığının diş dokusuyla etkileşimine bağlı olarak, lokalize ışık ve şok dalgalarıyla oluşan büzülme ve genleşmenin minede yarattığı stresle açıklanabilir. Lazer uygulanmış minede belli başlı iki farklı morfoloji gözlenir(117). Birinci tip, düşük enerji etkisiyle oluşan pürüzlenme ki, rodların ve minerallerin nontermal ablasyonu(dokunun uzaklaştırılması) gerçekleşir. İkinci tip ise, yüksek enerji ışınımıyla olur. Bu da erimeyle kendisini gösterir. Artan enerjiyle yüzey pürüzsüz hale gelir. Yüzey morfolojisindeki bu değişiklikler kullanılan enerji yoğunluğuna ve mine prizmalarının oryantasyonuna bağlıdır(116).

Kantola et al.(118) yaptıkları X-ray difraksiyon analiz çalışmalarında, diş minesinin hidroksiapatit(HA) kristallerinde, kristalitlerin boyutunda artma ve rekristalizasyon gözlemişlerdir.

Yüksek enerjili lazer uygulamasıyla, mine apatitinde erime ve bunu takiben modifiye oksihidroksi apatit(oxy-HA), alfa trikalsiyumfosfat(α -TCP), beta trikalsiyumfosfat(β -TCP) ve tetrakalsiyum fosfat oluşumu gözlenir. Sentetik HA'in veya diş minesinin ısıtılmasıyla veya proliziyle α -TCP, β -TCP oluşur. TCP, HA' den daha çok çözünür. Bu değişikliklerde Ca/P oranına bağlı olarak çözünmeyi artırır veya azaltır. Düşük enerji yoğunluğundaki lazer, asitlere direnci artırırken, yüksek enerji yoğunluğu bunu düşürür(119).

Lazerin minede etkisinin görüldüğü erimiş yüzey tabaka, minenin 5 μ m altında yer alır. Bu erimiş yüzey, normal mine kristalitlerinin 10 katı büyüklüğünde, asitlere dirençli kristalitlerden oluşur. Bu erimiş tabakanın altında, diş minesinin organik komponentini etkileyecek şekilde ısının oluşturduğu denatüre tabaka vardır. Bu tabaka da yüzeyin 10-20 μ m altındadır. Tabakaların derinliği kullanılan lazerin dalga boyuna, güç yoğunluğuna ve atım sayısına bağlıdır(120).

Lazer uygulanmış minede su, karbonat ve organik madde içeriğinin düştüğü termal analizlerle ve infrared spektroskopiyile belirlenmiştir(121). Su, karbonat ve organik madde kaybı minede mikroboşluklar oluşturacaktır(121,119). Patel et al.(122), CO₂ lazerin etkisiyle mine

yüzeyinde ablasyon, erime, yeniden katılma ve ince tabakalar halinde çatlak oluşumu gibi bir takım değişiklikler saptamışlardır.

Lazer uygulanmış mine yüzeyinin, minenin asitle pürüzlendirilmesine benzer şekilde pürüzlü bir görünüm aldığı ve belirgin bir opasite gösterdiği tespit edilmiştir(10-12,106,107,105).

Lazerin Dentin Dokusuna Etkisi

Lazerin dentin dokusuna olan etkisi dentindeki inorganik apatit kristallerinin bileşimi, dentin tübüllerinin dizilişlerindeki farklılık, dentinin %8 oranında su içermesi ve organik içeriğinin fazla olması nedeni ile mineden farklılık göstermektedir(123).

Dentine lazer uygulandığında, dentin kısmen buharlaşır ve bir oyuk oluşur. Lazerin intertübüler dentinde selektif bir çözünme etkisi vardır. Çünkü intertübüler dentin, peritübüler dentine oranla daha fazla organik ara madde içerir(124). Lazer uygulanmış dentin asitlere karşı dirençli, yüzey, daha sertleşmiş ve kırılabilir bir hal almıştır(125).

Kantola(126), 1973'de X- ray difraksiyon analizi ile lazer uygulanmış dentinde kristallerin değiştiğini ve normal minenin HA' ne benzer bir şekil aldığını görmüştür. Mikroskopik düzeyde, lazer uygulanmış dentin yüzeyi düzensiz bir görünüm alır. Yüzeyde bölgesel olarak erime, rekristalizasyon ve fungiform çıkıntılar oluşur(125,127). Yapılan SEM çalışmalarında, lazerin etkisiyle dentin tübüllerinde açılma gözlenmiştir(115,128). Bu yüzey yapıları, kompozit rezinin bağlanması için arzu edilen bir durumdur(125).

Lazerin Pulpa Dokusuna Etkisi

Diş dokularına lazer uygulandığında pulpaya belli miktarda ısı ulaşacaktır. Minimal 5.5 °C'lik ısı artışı, bazı dişlerde vitalite kaybına neden olmuştur(129). 16.7 °C'lik ısı artışlarında ise dişlerin pulpalarında nekrotik değişiklikler görülmüştür(130). Lazer uygulanımı esnasında oluşan ısı; lazerin gücü, dalga boyu, uygulama süresi ve enerjinin uygulandığı alana bağlıdır(106,108,105).

Arcoria et al.(131), rat molar dişlerine 195 nm dalga boyunda ArF excimer lazer uygulamışlar ve oluşan pulpal cevabın asitle

pürüzlendirmede oluşan pulpal cevaptan farksız olduğunu bulmuşlardır. Çalışmada tüm dişler vitalitesini korumuş ve düşük enerjide rat pulpalarında hiçbir harabiyete rastlanılmamıştır.

Powell et al.(132), 0.8-8 J'da CO₂ lazeri köpek dişlerine uygulayarak, pulpal cevapları incelemişler, pulpal harabiyetin 3.5 J'dan fazla enerji uygulandığında oluştuğunu tespit etmişlerdir.

Miserendino et al.(133), yaptıkları çalışmada 10 J'un altındaki lazer uygulanmasının ısıyı 5.5 °C'nin altında tuttuğunu göstermişlerdir. Melcer et al.(134), 3W'luk CO₂ lazeri köpek ve Macaca Mulatta primatlarının dişlerine uygulamışlar, sonuçta pulpal duvara komşu olan kısımda herhangi bir hücrel değişiklik görülmezsizin yeni mineralize dentin oluştuğunu izlemişlerdir.

Dişhekimliğinde lazerin klinik uygulamaları

Baş-boyun cerrahisi'nde CO₂ lazerler 25 yıldır başarıyla kullanılmaktadır. 10.6 µm dalga boyundaki CO₂ lazer su tarafından fazlaca absorbe edilir. Bundan dolayı da yüksek miktarda su içeren ağız içi yumuşak dokular bu ışınları emerler. Bu enerjinin emilimi ile dokular buharlaşır. Bu özellikleri ile CO₂ lazerler, oral yumuşak doku kullanımları için idealdir(135,12).

CO₂ lazer ağız içi yumuşak doku lezyonlarının eliminasyonunda diğer klasik yöntemlere göre hem hasta hem de cerrah için pekçok avantaj sağlar. Bunlar operasyon sırasında minimal kanama, postoperatif ağrı ve ödemin azalması, operasyon alanında sterilizasyon ve insizyonlarda kolaylık, komşu dokularda minimal harabiyet, granülatif proliferasyonun önlenmesi, postoperatif enfeksiyon riskinin azaltılması ve iyileşmenin çok hafif bir skatris dokusuyla olmasıdır(136).

Lazerin ağız cerrahisinde rutin olarak kullanıldığı alanlar; frenilektomiler, tümör rezeksiyonları, protezlerin sebep olduğu hiperplaziler, mukozal kistler ve ranula, pleomorfik adenomlar, papillom, lenfanjiyom, hemanjiyom, fibroepitelyal polip eksizyonlarıdır(137-139). Lazerin tüm bu olumlu yanları dışında kemik cerrahisinde ve liken planusta çok etkili olmaması, cerrah ve hastanın gözü için korunma gerektirmesi gibi dezavantajları da vardır(136,12,107).

Lazerin bakterisidal etkisinden yararlanılarak kanal sterilizasyonunda kullanılabilmesi, lazeri endodonti'de de faydalı kılmıştır. 308 nm dalga

boyundaki XeCl lazerin kök kanalındaki Streptokok Mutansları öldürdüğü tesbit edilmiştir. Bu sayede tek seansta kanal sterilizasyonu ve apeksin füzyonu sağlanarak endodontik tedavilerde yeni ufuklar açılmıştır(140). Levy(21), yaptığı çalışmada kök kanallarının lazerle temizlenmesi ve şekillendirilmesinin klasik yöntemlere oranla daha başarılı olduğunu göstermiştir. Kanalları doldurmak için kullanılan restoratif rezinlerin lazer enerjisiyle fotopolimerize edilmesi de mümkündür (141). Ayrıca lazer kök kanal aletlerinin sterilizasyonunda da kullanılabilir(142).

Periodontoloji'de lazerler gingivektomi ve gingivoplastide, diş taşları gibi eklentilerin uzaklaştırılmasında kullanılır(108,22). Lazer, sement yüzeyinin ve alveoler kemiğin sterilizasyonunu sağlar ve daha iyi bir iyileşmeye yol açar. Lazer uygulamaları, periodontal tedavilerde daha çok sublingual cep ve kök yüzeyi ile ilgili tedavilerde yoğunlaşmıştır(143,144). CO₂ lazerin fenitoin hiperplazisinin giderilmesinde özellikle yararlı olduğu görülmüştür (136).

Lazerler **ortodonti'de** başlıca tarama (laser scanning), holografi, sert ve yumuşak doku uygulamalarında kullanılır(143). Tarama metodunun 1985 yılında geliştirilmesiyle üç boyutlu görüntü oluşturulabilir. Bu yöntemde düşük güce sahip He-Ne lazer ışığı hastanın yüzüne ya da vücuduna yollanır ve yansıyan ışınlar bir video kamera ile saptanır. Bu bilgilerin bilgisayara aktarılmasıyla elde edilen görüntüde istenilen şekilde döndürme hareketi yaptırılarak, hastanın yüzüne ait özellikler saptanabilir. Ayrıca hastanın bu şekilde elde edilen görüntüsü üzerine, yeni lazer taramaları ile elde edilen görüntüler karşılaştırılarak yüz gelişiminin veya yüzde yapılan ameliyat sonuçlarının değerlendirilmesi mümkündür. Ortodontide hologramlar, ortodontik modellerin üç boyutlu kayıtlarıdır ve bu modellerin yerine kullanılmaya çalışılmaktadır(145).

Oral diaagnoz alanında, lazer dopler akışölçer (laser doppler flowmetry), pulpadaki kan akımını ölçerek özellikle dişlerin vitalitesini saptamada 632.8 nm dalga boyundaki He-Ne lazerden yararlanır(146). Lazer luminans yöntemi, başlangıç halindeki çürüklerin tespitinde kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda bite-wing radyograflarda görülmeyen çürüklerin dahi bu yöntemle teşhis edildiği belirtilmiştir(147).

Lazerin Konservatif Dişhekimliğinde Kullanımı

Klasik muayene yöntemi olan ayna-sond ile görülemeyen, özellikle pit ve fissür bölgelerindeki küçük çürük lezyonlarının erken teşhisinde lazer sistemlerinden yararlanılmaktadır. Mine ve dentinin, görülebilir ve

UV ışık karşısında gösterdikleri floresan özellikleri lazerin tanısal amaçlı kullanılabilmesine olanak sağlar(148,147,149). Diş yapısındaki çeşitli maddelerin lazer ışınması sonucunda çeşitli renklerde ışık saçma özelliğinin bulunması nederi ile çürük bulunan bölge koyu renkte görülür. Ayrıca çürük bölgenin sağlam mineden daha çok organik madde ve su içermesi özelliğinden yararlanılarak, lazer çürük tanısında da kullanılabilir(148,149). Sağlam mine düşük oranda karbon, su ve yüksek oranda mineralden oluşurken, çürük minede su ve karbon oranı artmış, mineral içeriği ise azalmıştır. CO₂ lazer enerjisi de selektif olarak su tarafından absorbe edilir ve sağlam mine CO₂ lazerden daha az etkilenmiş olur. Çürük ise CO₂ lazer enerjisini absorbe eder, suyu buharlaştırarak siyah görüntü veren karbonize artıklar bırakır. Bu şekilde lazer, başlangıç halindeki çürük teşhisinde kullanılabilir(150,151).

Jong et al.(152), minede başlangıç halindeki çürük lezyonlarının değerlendirilmesinde, lazerin neden olduğu floresan etkiyi araştırmışlar ve sonuç olarak bu metodun mine düz yüzeylerindeki mineral değişimlerinin tespitinde etkili olduğu sonucuna varmışlardır. Lazerin sebep olduğu floresan etkinin kullanılmasıyla 5-10 mikron derinliğinde başlangıç halindeki lezyonlar bile teşhis edilebilir.

Lazerlerin çürük profilaksisinde kullanılması ile ilgili çalışmalar 1960'lı yıllara dayanmaktadır. Stern and Sognaes(153), lazer uygulanmış diş minesinin penetrasyona ve demineralizasyona karşı artan bir direnç gösterdiğini bulmuşlardır. Hicks et al.(154), argon lazerin mine çürüğü oluşumuna ve ilerlemesine etkilerini araştırmış, lazerin, lezyon derinliğini azalttığını ve mine yüzeyinin çürüğün başlamasına ve ilerlemesine direnç gösterdiğini ileri sürmüşlerdir.

Yamamoto and Sato(14,15), yaptıkları çalışmalarda Nd:YAG lazerin mine pit ve fissürlerinde füzyon oluşturduğunu ve mine geçirgenliğini azaltarak asit çözeltilerine karşı minenin direnç kazanmasına neden olduğunu göstermişlerdir. Lazer ışınmasıyla mineden su, karbonat ve organik madde kaybı minede mikro çukurcuklara neden olur. Bu çukurcuklara demineralizasyon esnasında açığa çıkan kalsiyum, fosfat ve flor iyonları çöker. Bu nedenle lazer uygulanmış mine yüzeyi, çürüğün başlamasına ya da ilerlemesine direnç gösterir (121).

Featherstone and Nelson(155), minedeki çürük benzeri lezyonların CO₂ lazerle önlenebileceğini ve bunun dalga boyuna bağlı olarak yüzeydeki erimeyle oluştuğunu göstermişlerdir. Kantorowitz et al.(156), 10.6 ve 9.6 µm dalga boyundaki CO₂ lazerin, Westerman et al.(157),

argon lazerin çekilmiş insan molarlarında, çürüğü önlediğini bulmuşlardır. Tagomori and Morioka(158) lazer uygulananından sonra APF ve NaF alınımının arttığını görmüşlerdir. Buna neden lazer uygulanmış minenin geçirgenliğinin mikro boşluk oluşumuna bağlı olarak daha fazla olmasıdır. Ayrıca yapılan diğer çalışmalarda, lazer uygulanmış minede flor alınımının artıp, asitte çözünürlüğün azaldığı görülmüştür(159-161).

Stewart et al.(162), CO₂ lazer ile sentetik hidroksiapatit bileşimini mine yüzeyine yapıştırarak, pit ve fissürlerin örtülmesinde yeni bir teknik geliştirmişlerdir.

Dişin sert dokularına lazer uygulanması ile çürüğün diş dokularından uzaklaştırılması yirmi yılı aşkın bir süredir araştırılmaktadır. Goldman et al.(163), Sognaes and Stern(104), bu amaçla lazeri ilk kullanan araştırmacılarıdır. Minede lazer uygulaması ile mine prizmalarının parçalandığı ve dentin kanallarının organik kısımlarının yandığı, krater şeklinde bir oyuk oluştuğu, karbonizasyon meydana geldiği ve organik kısmının uzaklaştırılmasına bağlı olarak mineralizasyonda artış olduğu saptanmıştır. Ayrıca lazerin belli prensipler altında minenin kesilip çıkartılmasında kullanılabileceğini gösterilmiştir.

Myers and Myers(164), çapı 2 mm'den küçük düz yüzey lezyonunda atım enerjisi 3.4 mJ olan Nd-YAG lazeri, 30 ps süresince kullanarak, çürük lezyonu buharlaştırmayı başarmışlardır. Bu işlem hastalara anestezi yapılmadan uygulanmış ve dişler kompozit dolgu maddesi ile restore edilmiştir.

Yapılan diğer çalışmalarda da lazerin etkisiyle çürük lezyonunun uzaklaştırılabileceği gösterilmiştir(165,166).

Asitle pürüzlendirme işleminin yerine Argon, CO₂, Nd-YAG ve excimer lazerler de diş dokularını pürüzlendirme amacıyla kullanılabilirler(10,11,125,106,12,107,105,128). Lazer ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi, HA matriksinin içinde bulunan suyun buharlaştırılması ile oluşan mikro patlamalar sonucu meydana gelir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilme derecesi, kullanılan lazer sistemine ve dalga boyuna bağlıdır(10-12). Yapılan çalışmalar mine ve dentin yüzeyindeki lazer uygulaması sonucu görülen morfolojik değişikliklerin, asit uygulama işlemlerindeki değişikliklere benzer olduğunu göstermiştir(10-12).

Arcoria et al.(131), ArF excimer lazerle pürüzlendirme yapılmasının, pulpaya zarar vermeksizin, asitle pürüzlendirme yöntemine benzer şekilde minede pürüzlü yüzey oluşturduklarını rapor etmişlerdir.

Goodman and Gwinnet(167), ise çalışmalarında 5 W argon iyon lazer kullanarak, lazer ve asitle pürüzlendirilen mine yüzeylerini karşılaştırmışlar, lazerin, diş yüzeyinde rezin penetrasyonu için gerekli olan pürüzlülük yerine çatlak, kırık ve oyuklara neden olduğunu görmüşlerdir.

Liberman et al.(10), 10 J gücündeki CO₂ lazerle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin, kompozit rezine bağlanma kuvvetinin, asitle pürüzlendirilen örneklerinkine benzer olduğunu rapor etmişlerdir.

White et al.(168), Nd-YAG lazerle pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine, ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetlerini araştırmışlardır. Bağlanma kuvvetinin, lazerin güç ve enerjisiyle doğru orantılı olarak arttığını ve maksimum bağlantının, 150 mJ enerjide 20 Hz frekansta olduğunu tespit etmişlerdir.

Walsh(169) yaptığı çalışmada, lazer ve asit uygulanmış mineye ayrı ayrı fissür örtücü uygulamış, özellikle lazer uygulanması ile fissür örtücülerin tutuculuğunda önemli bir artış olduğunu görmüştür.

Lazerin dentine uygulandığı pekçok çalışma, lazer uygulanmış dentinin kompozit rezinlerin retansiyonunu çok fazla arttığını göstermiştir(170,171). 10-50 J/cm² gücünde 0.67 Hz'lik CO₂ lazer uygulanmış dentine, kompozit rezin dolgu materyalinin, lazerlenmemiş dentine göre daha kuvvetli bağlandığı tespit edilmiştir(125).

Visuri et al.(128), yaptıkları çalışmalarında, Er-YAG lazerle dentinin pürüzlendirilmesinin, kompozit rezinin bağlanmasını artırıcı bir yüzey oluşturduğunu bulmuşlardır.

Kompozitlerin polimerizasyonunda halojen kaynağının yerine, ışığı mavi spektrumda (400-500nm) yer alan argon lazerler kullanılabilirler. Bu şekilde polimerize olan kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinde gelişmeler kaydedilmiştir(172). Ayrıca lazerin uygulanma süresi, görünür ışıkla polimerizasyon süresinin ¼' ü kadardır(18).

Vargas et al.(19), argon lazerin, 2mm derinliğindeki hibrit kompozitleri görünür ışık kaynağına oranla yarı zamanda, mikrofil kompozitleri ise 2/3 sürede yeterli derecede polimerize ettikleri sonucuna varmışlardır.

Severin and Maquin(173), kompozit rezinlerin polimerizasyonunda 300 mW argon lazer kullanmışlardır. Sonuçta kompozitin polimerizasyonun daha hızlı ve güçlü olduğunu görmüşlerdir.

Puckett and Bennett(174), 10 sn argon lazerle, 30 sn ışıkla polimerize edilmiş kompozit rezinlerin, yüzey ve yüzey altı sertliklerini karşılaştırmışlardır. Yüzey sertlik değerlerinin, her iki ışık kaynağı için çok farklı olmasa da, 3 mm derinliğindeki sertliğin, argon lazerle polimerize olan kompozit rezinlerde önemli derecede fazla olduğunu saptamışlardır.

Argon lazerler fissür örtücülerin polimerizasyonunda da kullanılmıştır. Bu şekilde polimerize olan fissür örtücülerin daha iyi adapte olduğu ve başarısının daha fazla olduğu görülmüştür(175).

Dentin hassasiyetinin giderilmesinde özellikle Ga-Al-As lazerler alternatif bir tedavi yöntemi olarak geliştirilmektedir(20).



Çizelge 2.1. Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları(106).

UYGULAMALAR	UYGUN LAZER TİPİ
<i>ORAL DİAGNOZ</i>	
Holografi	He-Ne, diodlar
Lazer Doppler Flowmetry	He-Ne, diodlar
Spektroskopi	Çeşitli Tipler
<i>CERRAHİ</i>	
İnsizyon ve Koagülasyon	CO ₂ , Nd:YAG, Argon, Dye
Fotodinamik Terapi	Dye
<i>KONSERVATİF DİŞ HEKİMLİĞİ</i>	
Koruyucu Diş Hekimliği	CO ₂ , Nd:YAG, Ruby
Çürük Tedavisi	CO ₂ , Nd:YAG, Er:YAG, Excimer
Kompozit Resin Polimerizasyonu	Argon, Dye
Diş Yüzeyi Pürüzlendirilmesi	Excimer, CO ₂ , Nd:YAG, Er:YAG
<i>ENDODONTİ</i>	
Kök Kanalı Tedavisi	CO ₂ , Nd:YAG, Excimer
Apikal Rezeksiyon	CO ₂ , Nd:YAG
<i>PERİODONTOLOJİ</i>	
Kök Yüzeylerinin Düzleştirilmesi	CO ₂ , Excimer
Diş Etinin Eksizyonu	CO ₂
<i>BİYOSTİMULASYON VE ANALJEZİ</i>	
Yara İyileşmesinin Uyarılması	He-Ne, diodlar
Analjezik Etki İçin Düşük Enerjili Lazer Kullanımı	Nd:YAG

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, diş dokularının pürüzlendirilmesinde asit ve lazer yöntemlerinin, kompozit rezin restorasyonlarda görülen kenar sızıntısı üzerine etkilerinin stereomikroskop ile değerlendirilmesi ve diş-restorasyon arayüzlerinin tarama elektron mikroskobu (scanning electron microscope-SEM) ile incelenmesi amaçlanmıştır. Araştırmamızın laboratuvar çalışmaları, Rhein Friedrich-Wilhelms Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde yapılmıştır.

Kullanılan materyaller Çizelge 3.1 ile Şekil 3.1 ve 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin seri numaraları ve üretici firma adları.

MATERYAL	SERİ NUMARASI	ÜRETİCİ FİRMA
Email Preparatör GS Jel	613892	Vivadent, Liechtenstein
XeCl Excimer Laser		Technolas, Germany
Heliobond	440554	Vivadent, Liechtenstein
Syntac		
Primer	615067	Vivadent,
Adhesiyè	614377	Liechtenstein
Heliobond	440554	
Tetric	618661	Vivadent, Liechtenstein
Işık Cihazı (VLC 300)		Siemens, Germany

Diş dokularının asitle pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan **Email Preparatör GS Jel** (Vivadent, Liechtenstein), mavi renkte jel kıvamında olup, yapısında %37 oranında fosforik asit içermektedir.

Bu çalışmada lazerle pürüzlendirme için kullanılan **Ksenon Klor(XeCl) excimer lazerin**(Technolas, Germany) dalga boyu 308 nanometre(nm) olup atım enerjisi 180 milijoule(mJ)'dür. Atım süresi 60 nanosaniye(ns), tekrar oranı 2 Hertz(Hz)dir. Çalışma öncesinde lazer sisteminin kalibrasyonu yapılmıştır. Lazer çıkışı, lazer güç ölçeri (lazer

power meter) ile düzenli olarak izlenmiştir. Lazer ışığı diş dokusuna dik gelecek şekilde yaklaşık 3 mm uzaklıkta ve pürüzlendirme süresi boyunca el ile 2 mm/sn'lik süpürme hareketi yapılacak şekilde uygulanmıştır(176). Bu düzenleme klinik şartları kopyalama amacıyla yapılmıştır. Lazer uygulamadan önce veya sonra yüzeye yıkama gibi hiçbir işlem yapılmamıştır(177).

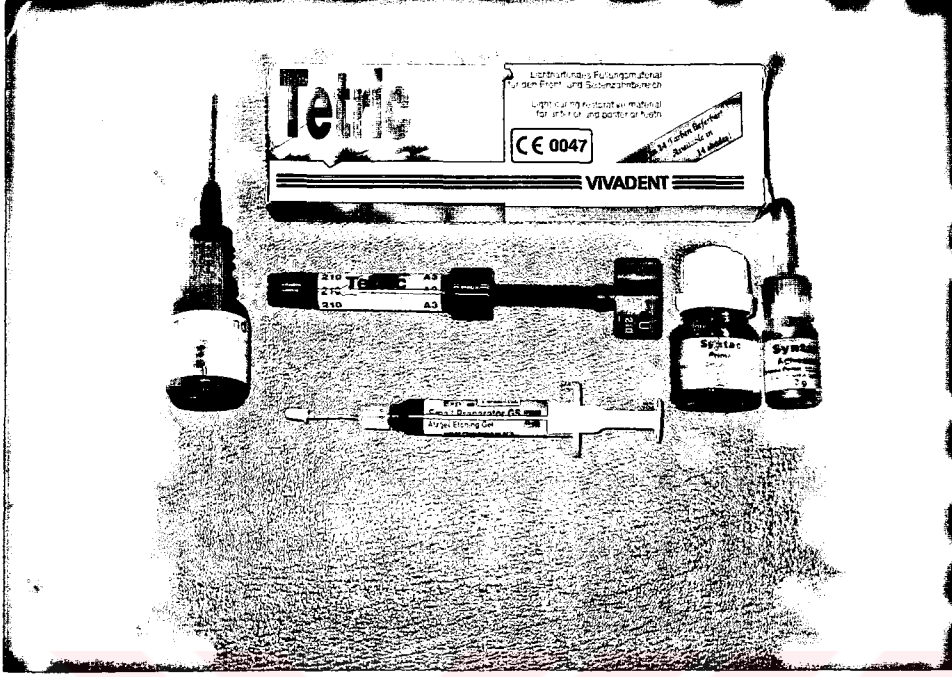
Hazırlanan kavitelere mine bonding sistemlerinden Heliobond, dentin bonding sistemlerinden ise Syntac uygulandı. **Heliobond**, kompozit rezin ile yüzey şartları değiştirilmiş diş dokusu arasındaki bağı sağlar. Yapısını %60 BIS-GMA ve %40 TEGDMA oluşturur(178).

Syntac sistem, primer, adeziv ve partikül içermeyen rezinden (heliobond) oluşan üç basamaklı bir sistemdir. İlk basamak, %25 trietilen glikol dimetakrilat, %4 maleik asit, %71 aseton ve sudan oluşan primer uygulanmasıdır. Primer, içerdiği maleik asit ile intertübüler dentinin yüzey koşullarını değiştirerek, monomerlerin penetrasyonuna dolayısıyla hibrit tabaka oluşumuna yol açar(178). İkinci basamak, adeziv uygulanmasıdır ki bu da, %35 polietilen glikol dimetakrilat, %5 gluteralehit ve %60 su bileşiminden oluşur. Adezivin rezin bileşeni, dentini ıslatarak, bağlanmayı sağlar. Adezivin gluteralehit bileşeni ise antimikrobiyal bir ajan olarak işlev görür ve dentinin kollajeniyle bağlanmayı harekete geçirir(178). Bir sonraki basamak ise %60 BIS-GMA ve %40 TEGDMA'dan oluşan Heliobond'un uygulanmasıdır(178).

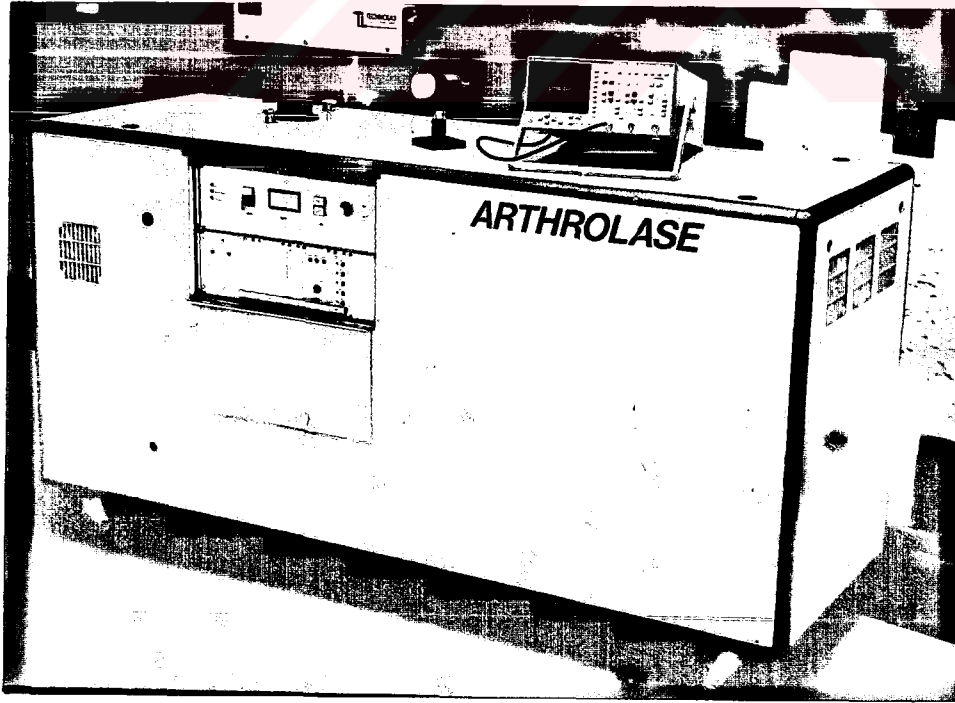
Çalışmamızda restoratif materyal olarak, posterior kompozit rezin olan Tetric kullanıldı.

Tetric, ışıkla polimerize olan radyoopak, hibrit kompozittir. Monomeri UDMA, BIS-GMA ve TEGDMA karışımıdır. İnorganik partikül miktarı hacimce %62, ağırlıkça %82' dir. Partikül büyüklüğü ise 0.04µm ile 3 µm arasındadır(179).

Kompozit rezinin polimerizasyonunda ışığı mavi spektrumda yer alan dalga boyu 350-400 nm olan VLC 300 (Siemens, Germany) ışık cihazı kullanıldı.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan email preparator jel, heliobond, syntac, tetric



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan XeCl Excimer lazer

Çalışmamızda cerrahi olarak çekilmiş çürüksüz 90 adet insan 3. molar dişi kullanıldı. Dişler üzerinde bulunan doku artıkları ve eklentiler temizlenip, pomzalanarak yıkandı. Dişlerin minelerinde çatlak olup olmadığı stereomikroskop ile incelendi. Daha sonra dişler +4°C'de %10'luk formalin içinde saklandı. Su spreylili aereetöre takılan elmas fissür frezle (medium, 014, 830L Kornet, West Germany) II. sınıf MOD kavite açılıp, bitirme frezleriyle (fine, 014, 8830L Kornet, West Germany) tamamlandı. Her yirmi preparasyon sonrası frezler değiştirildi. Kavitenin mezial ve distalinde yer alan gingival basamaklardan biri mine-sement sınırının yaklaşık 1 mm üzerinde (minede), diğeri mine-sement sınırının yaklaşık 1 mm altında (dentinde) olacak şekilde hazırlandı. Kavitenin okluzal genişliğinin kasplar arası mesafenin yaklaşık 1/3'ü, aproksimal kavitenin genişliği ise bukko-lingual mesafenin yaklaşık 1/3'ü olmasına özen gösterildi. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Okluzal taban dentinde sonlandırıldı. Dişler rastgele altı gruba ayrıldı.

1. GRUP

Kavitenin mine kenarlarına %37'lik ortofosforik asit şırınga ile uygulanıp, 30 saniye(sn) süreyle bekletildi. Kavite suyla 60 sn yıkandıktan sonra, 30 sn hava ile hafifçe kurutuldu. Bağlayıcı ajan (Heliobond, Vivadent, Liechtenstein) fırça yardımıyla mineye sürülüp, havayla inceltildi ve 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin (Tetric, Vivadent, Liechtenstein) kavitenin önce aproksimal, daha sonrada okluzal kısmına olmak üzere tabakalar halinde yerleştirilip, her bir tabaka 40 sn süreyle ışıkla hem okluzalden hem de aproksimalden polimerize edildi.

2. GRUP

Kavitenin mine kenarlarına %37'lik ortofosforik asit şırınga ile uygulanıp, 30 sn süreyle bekletildi. Kavite suyla 60 sn yıkandıktan sonra, 30 sn hava ile hafifçe kurutuldu. Primer (Syntac, Vivadent, Liechtenstein) tüm kaviteye bir fırça yardımıyla sürülüp, 15 sn süreyle bekletildi. Daha sonra adeziv (Syntac, Vivadent, Liechtenstein) ince bir tabaka halinde fırçayla uygulanıp, hafifçe kurutuldu. Bağlayıcı ajan(Heliobond, Vivadent, Liechtenstein) kaviteye sürülüp, havayla inceltilerek, 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin kaviteye 1. gruptaki gibi yerleştirildi.

3. GRUP

Kavitenin mine ve dentin kenarlarına %37'lik ortofosforik asit şırınga ile uygulandı. Mine yüzeyinde 30 sn, dentin yüzeyinde ise 15 sn süreyle bekletildi. Kavite suyla 60 sn yıkandıktan sonra, 30 sn hava ile hafifçe kurutuldu. Primer tüm kaviteye bir fırça yardımıyla sürülüp, 15 sn süreyle bekletildi. Daha sonra adeziv, ince bir tabaka halinde fırçayla uygulanıp, hafifçe kurutuldu. Bağlayıcı ajan kaviteye sürülüp, havayla inceltirilerek, 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin kaviteye 1. grupta olduğu gibi yerleştirildi.

4. GRUP

Kavitenin mine kenarlarına XeCl excimer lazer (Technolas, Germany) 1 dakika uygulandı. Bağlayıcı ajan (Heliobond, Vivadent, Liechtenstein) fırça yardımıyla kaviteye sürülüp, havayla inceltirilerek, 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin kaviteye 1. grupta olduğu gibi yerleştirildi.

5. GRUP

Kavitenin mine kenarlarına XeCl excimer lazer 1 dakika uygulandı. Primer tüm kaviteye bir fırça yardımıyla sürülüp, 15 sn süreyle bekletildi. Daha sonra adeziv ince bir tabaka halinde fırçayla uygulanıp, hafifçe kurutuldu. Bağlayıcı ajan kaviteye sürülüp, havayla inceltirilerek, 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin kaviteye 1. grupta olduğu gibi yerleştirildi.

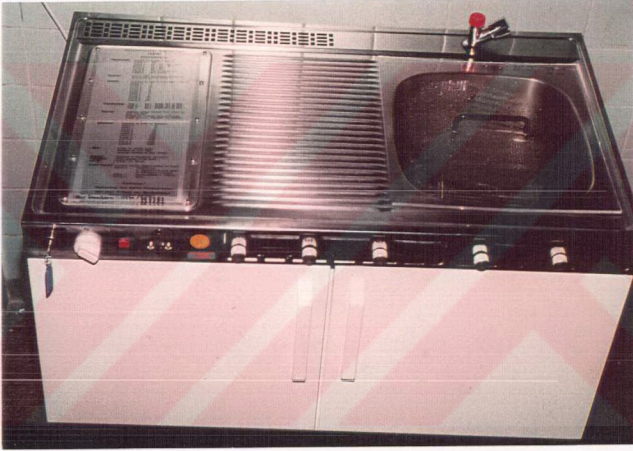
6. GRUP

Kavitenin mine ve dentin yüzeylerine XeCl excimer lazer 1 dakika uygulandı. Primer tüm kaviteye bir fırça yardımıyla sürülüp, 15 sn süreyle bekletildi. Daha sonra adeziv ince bir tabaka halinde fırçayla uygulanıp, hafifçe kurutuldu. Bağlayıcı ajan kaviteye sürülüp, havayla inceltirilerek, 20 sn ışıkla polimerize edildi. Kompozit rezin kaviteye 1. grupta olduğu gibi yerleştirildi.

Restorasyonları tamamlanan dişlere kompozit bitirme frezleri (Kornet, West Germany) ve disklerle (Sof-lex, 3M, St.Paul, USA) su altında polisaj yapıldı. Frezler her yirmi preparasyonda bir, diskler ise her beş preparasyonda bir değiştirildi.

Kenar Sızıntısının Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi

Restorasyonları tamamlanan dişler 37 °C'de distile su içinde 24 saat bekletildikten sonra, dişlere 36 °C'de 60 sn, 5.5 °C'de 60 sn, 35 °C'de 60sn ve 57 °C 'de 60 sn olmak üzere 500 kez özel yapım cihazla(Custom made; Friedrich-Wilhelms University Dental Clinic, Bonn, Germany) termal siklus uygulandı (Şekil 3.3).

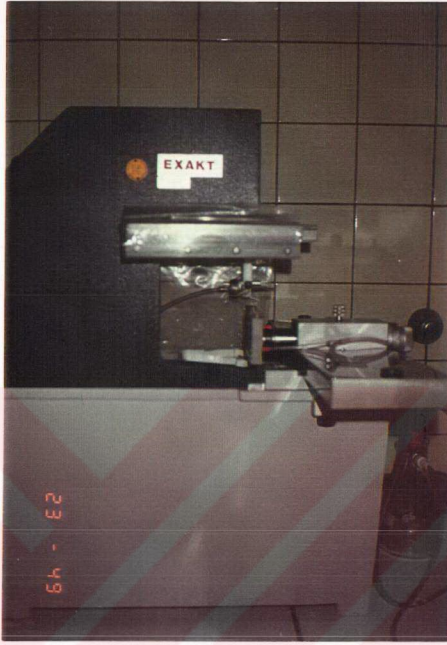


Şekil 3.3. Termal Siklus Cihazı (Custom made; Friedrich-Wilhelms University Dental Clinic, Bonn, Germany)

Termal siklus uygulandıktan sonra dişlerin kök uçları kompozit dolgu maddesi ile kapatılıp, restorasyonun 2 mm dışındaki kısımları iki kat tırnak cilası ile kaplandı. Bu işlemden sonra örnekler %0.5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat süreyle bekletildi (Şekil 3.4). Dişler boyadan çıkarıldıktan sonra kesit alma cihazı (Exakt, Trennschleifsystem, Germany) ile meziodistal yönde ikiye kesildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.4. Dişlerin %0.5' lik bazik fuksin içinde bekletilmesi



Şekil 3.5. Kesit Alma Cihazı (Exakt, Trennschleifsystem, Germany)

Tüm kesitlerin bukkal ve lingual yüzdeki kenar sızıntı değerleri Rhein-Friedrich Wilhelms Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Histoloji Bilim dalında bulunan stereomikroskop (Wild Heerbrugg, Germany) altında x50 büyütmede incelendi ve monte edilen fotoğraf makinasıyla x6 büyütmede tüm örneklerin resmi çekildi (Şekil 3.6).

Fotoğraflar üzerinde bazik fuksin boyasının yayılmasıyla gösterilen kenar sızıntısı, aşağıdaki derecelere göre değerlendirildi:

- 0:** Sızıntı yok
- 1:** Sızıntı gingival basamağın yarısına kadar
- 2:** Sızıntı aksiyal duvara ulaşmış
- 3:** Sızıntı aksiyal duvardan pulpal duvara doğru uzanmış
- 4:** Sızıntı pulpal duvar boyunca uzanmış

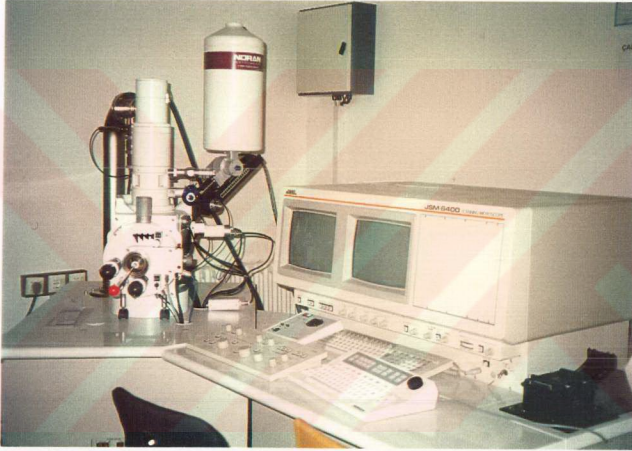


Şekil 3.6. Stereomikroskop (Wild Heerbrugg, Germany)

Tarama Elektron Mikroskop Analizi (Scanning Electron Microscope-SEM):

SEM içine yerleştirilen objenin yüzeyine çarpan elektronlar ya yansıtılır ya da yüzeyden emilirler. Yansıtılan elektronlar, atomik çekirdeklerle ilişkilerinden oluşan büyük açılarla geriye doğru yansıtılırlar. Giren ışık demetinden kaynaklanan ikincil elektronlar daha düşük enerjilidirler. Bunlar, birincil elektronların, incelenen örneğin atomlarıyla iyonizasyonu sonucunda oluşurlar. Elektron spotu, örnek etrafında dolaştıkça tüp üzerinde yüzeyin bir resmi oluşur. Bu görüntü, ya yansıtılan birincil elektronlar ya da emilen ikincil elektronlarla meydana gelir. İstenilen büyütmeyle de üç boyutlu görüntüler elde edilebilir(180).

Gruplardan alınan kesitlerin yüzeyinden polivinilsiloksan ölçü maddesi (President Light Body, Coltene AG) ile replikalar alındı. Replikaların içine araldit dökülerek, 48 saat süreyle etüvde bekletildi. Elde edilen örnekler altınla kaplanarak (Hummer 8 Sputtering System, Anatech Ltd.), ODTÜ Metalurji bölümünde bulunan tarama elektron mikroskobuna (JSM-6400, Norao Instruments, England) yerleştirildi (Şekil 3.7). Bu yöntemle diş dokusu ile kompozit rezin arayüzleri incelendi. Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda oluşan aralığın en fazla olduğu bölge x200 büyütmede görüntülendi.



Şekil 3.7. Tarama Elektron Mikroskobu (JSM 6400, England)

İstatistiksel Değerlendirme

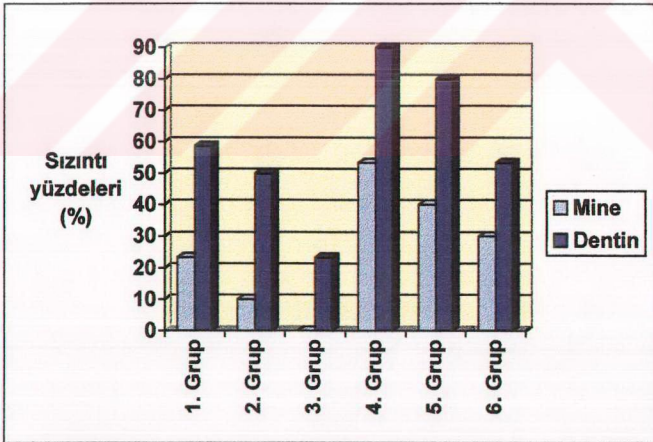
Bulguların istatistiksel olarak değerlendirilmesinde sızıntının derecelerine göre dağılımları göz önüne alınmıştır. Gruplar arasında sızıntı dereceleri açısından fark olup olmadığı Kruskal- Wallis testi ile belirlendi. Gruplardaki sızıntı derecelerinin karşılaştırılması için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Gruplar arasındaki ve herbir grubun mine ve dentininde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntı farklılıkları ise Ki-Kare testi ile incelendi(181).

BULGULAR

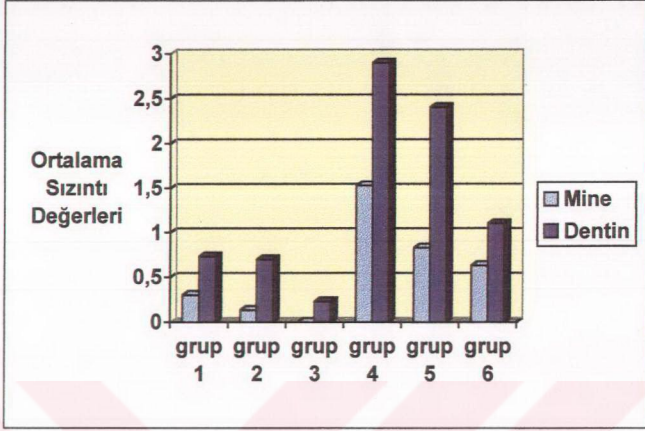
Dış dokularının iki farklı yüzey pürüzlendirme yöntemi olan asitle veya lazerle pürüzlendirilmesinin, gingival basamaklarından biri minede, diğeri mine-sement sınırının altında (dentinde) sonlanacak biçimde açılan II. sınıf kavitelere uygulanan kompozit restorasyonlardaki sızıntıyı ne derece etkilediğini araştırdığımız bu çalışmada aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

Minenin asitle pürüzlendirilip, mine bonding kullanılan **birinci grupta**, minede yer alan gingival basamaktaki sızıntı oranı %23.3(Şekil 4.1) ortalama sızıntı değeri ise 0.30 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Örneklerden 5'inde birinci dereceden, 2'sinde ikinci dereceden sızıntıya rastlanılmıştır(Şekil 4.3). Dentinde yer alan gingival basamaktaki sızıntı oranının %58.6'a çıktığı görülmüş(Şekil 4.1), ortalama sızıntı değeri ise 0.73 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Dentinde 13 örneğin birinci dereceden, 3 örneğin ikinci dereceden, 1 örneğin üçüncü dereceden sızıntı gösterdiği izlenmiştir(Şekil 4.3).

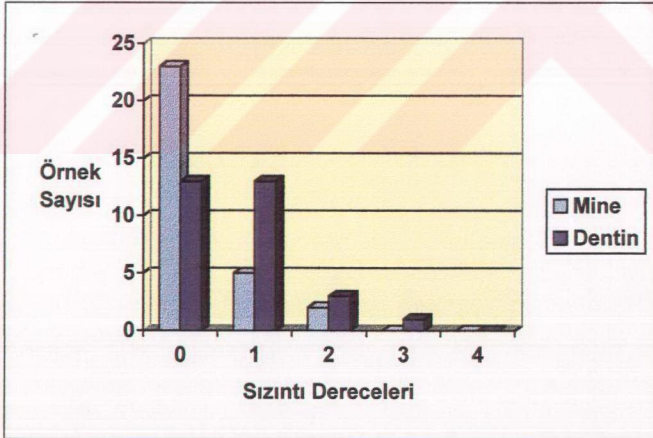
Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.0089$ $p<0.05$).



Şekil 4.1. Tüm grupların mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarında görülen sızıntının yüzde olarak dağılımı

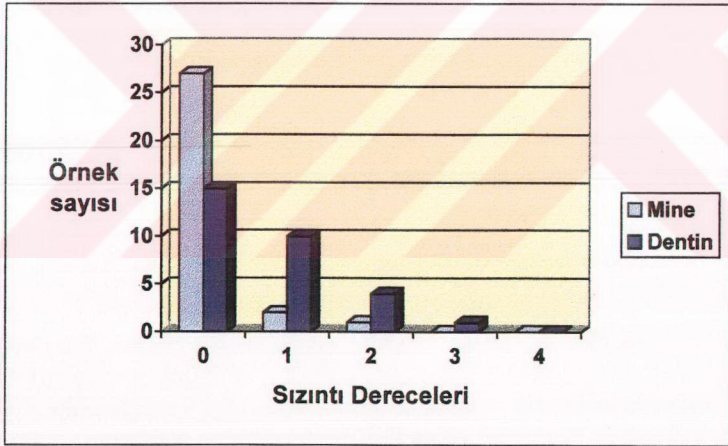


Şekil 4.2. Tüm gruptaki ortalama sızıntı değerleri



Şekil 4.3. Birinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

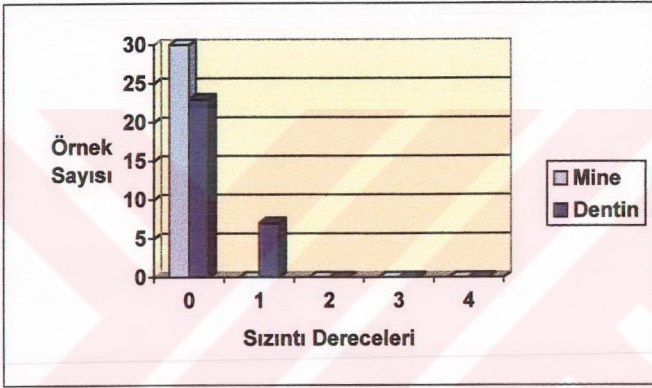
İkinci grupta, minenin asitle pürüzlendirilip, dentin bonding sisteminin kullanıldığı örneklerden sadece 2'sinde birinci dereceden, 1'inde ikinci dereceden sızıntı minede gözlenmiştir. Minedeki sızıntı oranı %10(Şekil 4.1), ortalama sızıntı değeri ise 0.23 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Dentinde ise 10 örnekte birinci dereceden, 4 örnekte ikinci dereceden, 1 örnekte üçüncü dereceden sızıntı görülmüştür. Onbeş örnekte sızıntıya rastlanılmamıştır(Şekil 4.4). Dentindeki sızıntı oranı %50, ortalama sızıntı değeri ise 0.7 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.0008$). Birinci grupla, ikinci gruptaki örneklerin mine ve dentinde gösterdikleri sızıntılar karşılaştırıldığında, dentin bonding sisteminin kullanıldığı ikinci grupta sızıntının biraz azaldığı görülmüştür.



Şekil 4.4. İkinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

Mine ve dentinin asitle pürüzlendirildiği (*total-etch*), dentin bonding sisteminin kullanıldığı **üçüncü grup** örneklerinin hiçbirinde minede sızıntıya rastlanılmamış ve ortalama sızıntı değeri 0 olarak

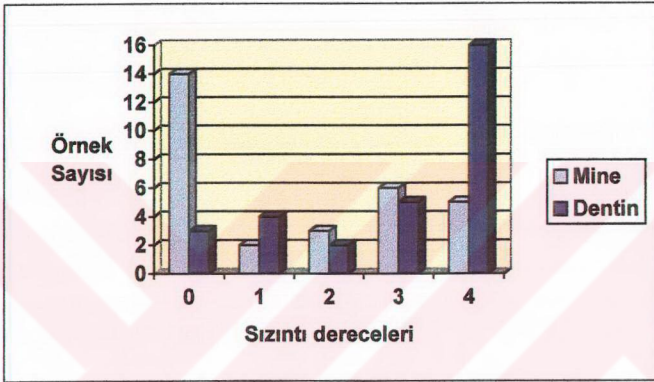
bulunmuştur. Dentindeki sızıntı oranı %23.3(Şekil4.1), ortalama sızıntı değeri ise 0.23' dür(Şekil 4.2). Dentinde ise örneklerden 23'ünde sızıntıya rastlanılmamış, 7'sinde ise birinci dereceden sızıntı olduğu görülmüştür(Şekil 4.5). Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.0105$). Bu grubun mine ve dentinde gösterdikleri sızıntılar, mine bonding kullanılan birinci grubun sızıntılarından çok daha az bulunmuştur.



Şekil 4.5. Üçüncü gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

Mine dokusunun lazerle pürüzlendirilip, mine bonding kullanılan **dördüncü grupta**, minede 14 örnekte hiç sızıntıya rastlanılmazken, 2 örnekte birinci dereceden, 3 örnekte ikinci dereceden, 6 örnekte üçüncü dereceden ve 5 örnekte pulpal duvar boyunca yayılan dördüncü dereceden sızıntı izlenmiştir(Şekil 4.6). Minedeki sızıntı oranı %53.3, ortalama sızıntı değeri 1.53 olarak bulunmuştur. Dentinde ise bu oran %90'a çıkmıştır(Şekil 4.1). Dentindeki ortalama sızıntı değeri ise 2.7'dir(Şekil 4.2). Dentinde sızıntının 3 örnekte hiç olmadığı, 4 örnekte birinci dereceden, 2 örnekte ikinci dereceden, 5 örnekte üçüncü dereceden, 16 örnekte dördüncü dereceden olduğu gözlenmiştir(Şekil 4.6). Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.0017$). Dördüncü grupta birinci grubun

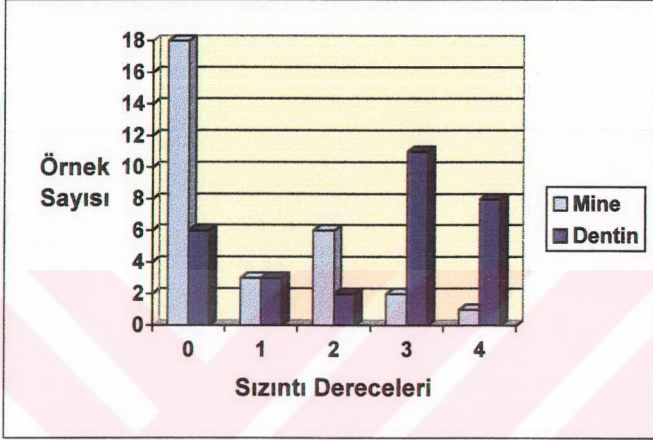
mine ve dentinde gösterdikleri sızıntılar karşılaştırıldığında aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (mine, $p=0.0024$;dentin, $p=0.0000$). Lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan dördüncü grubun gösterdiği sızıntı, birinci gruptan daha fazladır.



Şekil 4.6. Dördüncü gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

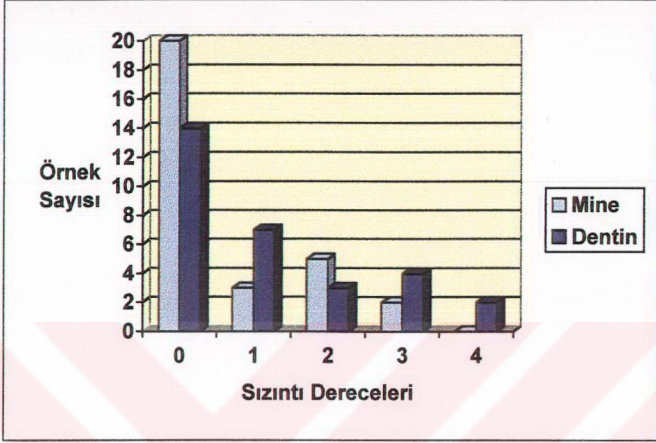
Beşinci grupta, mine dokusunun lazerle pürüzlendirilip, dentin bonding sistemi kullanılarak hazırlanan 18 örnekte minede hiç sızıntıya rastlanılmazken, örneklerden 3'ü birinci dereceden, 6'sı ikinci dereceden, 2'si üçüncü, 1 örnekte dördüncü dereceden sızıntı göstermiştir. Minedeki sızıntı oranı %40(Şekil4.1), ortalama sızıntı değeri 0.8 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Dentinde 6 örnekte sızıntıya rastlanılmamış, 3 örnekte birinci dereceden, 2 örnekte ikinci dereceden, 11 örnekte üçüncü dereceden, 8 örnekte ise dördüncü dereceden sızıntı görülmüştür(Şekil 4.7). Dentindeki sızıntı oranı %80(Şekil 4.1), ortalama sızıntı değeri 2.4 olarak bulunmuştur(Şekil 4.2). Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda izlenen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.0017$). Dentin bonding sistemlerinin kullanıldığı, minenin asitle pürüzlendirildiği ikinci gruptaki örneklerde görülen sızıntının, beşinci gruptaki örneklerin gösterdiği sızıntıdan daha az olduğu görülmüş

ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (mine, $p=0.0327$; dentin, $p=0.0130$).



Şekil 4.7. Beşinci gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

Mine ve dentin dokularının lazerle pürüzlendirilip, dentin bonding sisteminin kullanıldığı **altıncı gruptaki** örneklerin minelerinde %30 oranında sızıntı bulunmuştur(Şekil 4.1). Mine ortalama sızıntı değeri ise 0.63' dür(Şekil 4.2). Örneklerden 3'ünde birinci dereceden, 5'inde ikinci dereceden, 2'sinde üçüncü dereceden sızıntı görülmüştür(Şekil 4.8). Dentinde ise sızıntı oranı %53.3(Şekil 4.1), ortalama sızıntı değeri 1.1 olarak bulunmuştur. Örneklerden 7'sinde birinci dereceden, 3'ünde ikinci dereceden, 4'ünde üçüncü dereceden, 2'sinde dördüncü dereceden sızıntı görülmüştür(Şekil 4.8). Bu grupta da diğer beş grupta olduğu gibi dentinde yer alan gingival basamaklarda görülen sızıntı, minede görülen sızıntıdan daha fazladır. Diğer gruplardan farklı olarak bu grupta, mine ve dentindeki sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur($p=0.1211$). Mine ve dentindeki pürüzlendirmenin asitle yapıldığı üçüncü grup ile lazerle yapıldığı altıncı grupta görülen sızıntılar karşılaştırıldığında aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır(mine, $p=0.0000$; dentin, $p=0.0000$).



Şekil 4.8. Altıncı gruptaki örneklerin sızıntı dereceleri

4.1.Stereomikroskop Bulguları

Birinci grupta, minenin asitle pürüzlendirilerek, mine bonding kullanılan örneklerden sadece 7'si minede yer alan gingival basamakta sızıntı gösterirken, örneklerin 23'ünde sızıntıya rastlanılmamıştır. Dentindeki gingival basamakta ise 17 örnekte sızıntıya rastlanılmış ve çoğunlukla gingival basamağın yarısına kadar ulaşan birinci derecede olduğu izlenmiştir.



Şekil 4.9. Birinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme)

Minede yer alan gingival basamakta hiç sızıntı yokken, dentinde yer alan gingival basamakta sızıntının basamağın yarısına kadar ulaştığı izlenmektedir.

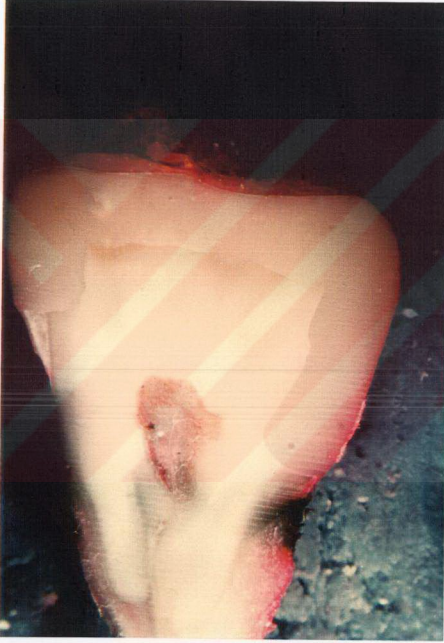
İkinci grupta, minenin asitle pürüzlendirilerek, dentin bonding sisteminin kullanıldığı örneklerden 3'ünde minede yer alan gingival basamakta sızıntıya rastlanılmış, 27'sinde sızıntı görülmemiştir. Dentindeki gingival basamakta ise, 10 örnekte birinci dereceden, 4 örnekte ikinci dereceden, 1 örnekte üçüncü dereceden sızıntı görülmüştür.



Şekil 4.10. İkinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme)

Dentinde yer alan gingival basamakta birinci dereceden sızıntı izlenmektedir. Minedeki gingival basamakta ise sızıntı gözlenmemektedir.

Üçüncü grupta, mine ve dentini asitle pürüzlendirip, dentin bonding sistemi kullanılarak hazırlanan örneklerin hiçbirinde minede yer alan gingival basamakta sızıntıya rastlanılmamıştır. Dentindeki gingival basamakta ise, sızıntının 7 örnekte gingival basamağın yarısına kadar yayıldığı, 23 örnekte ise hiç olmadığı izlenmiştir.



Şekil 4.11. Üçüncü gruptan alınan örnek(x6 büyütme).

Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda sızıntı görülmemektedir.

Dördüncü grupta, mine dokusu lazerle pürüzlendirilip, mine bonding kullanılan örneklerin mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarında görülen sızıntının, diğer gruplardan daha fazla olduğu izlenmiştir. Sızıntının minedeki gingival basamakta 16 örnekte, dentindeki gingival basamakta ise 27 örnekte olduğu görülmüştür. Minede aksiyal duvar boyunca uzanan üçüncü dereceden, dentinde ise pulpal duvar boyunca yayılan dördüncü dereceden sızıntıya daha fazla rastlanılmıştır.



Şekil 4.12. Dördüncü gruptan alınan örnek(x6 büyütme).

Dentinde yer alan gingival basamakta sızıntının pulpal duvar boyunca, minedeki gingival basamaktaki sızıntının ise aksiyal duvar boyunca yayıldığı görülmektedir.

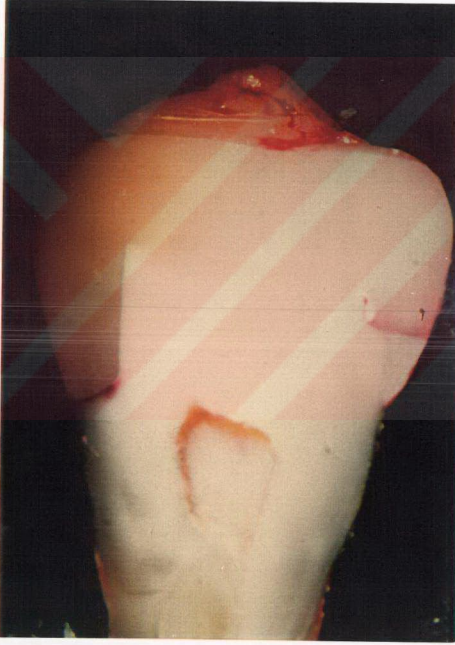
Beşinci grupta, mine dokusu lazerle pürüzlendirilip, dentin bonding sistemi kullanılarak hazırlanan örneklerin 12'sinde minede yer alan gingival basamakta sızıntı görülmüştür. Dentindeki gingival basamakta ise çoğunlukla aksiyal duvar boyunca yayılan üçüncü dereceden sızıntı izlenmiştir.



Şekil 4.13. Beşinci gruptan alınan örnek(x6 büyütme).

Dentinde yer alan gingival basamakta sızıntının aksiyal duvar boyunca yayıldığı görülmektedir.

Altıncı grupta, mine ve dentin dokuları lazerle pürüzlendirilip, dentin bonding sisteminin kullanıldığı örneklerde görülen sızıntının, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan diğer gruplardan daha az olduğu bulunmuştur. Minede yer alan gingival basamakta sızıntı gösteren 10 örnek olduğu ve bunların genellikle ikinci dereceden sızıntı gösterdiği izlenmiştir. Dentindeki gingival basamakta ise 14 örnekte hiç sızıntı olmadığı görülmüş, 7 örnekte birinci dereceden, 3 örnekte ikinci dereceden, 4 örnekte üçüncü dereceden, 2 örnekte de dördüncü dereceden sızıntıya rastlanılmıştır.



Şekil 4.14. Altıncı gruptan alınan örnek(x6 büyütme).

Mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda sızıntının sadece aksiyal duvara kadar ulaştığı görülmektedir.

4.2. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) bulguları

Gruplardaki diş kesitlerinden replikalar alınarak hazırlanan örnekler rastlantısal olarak seçilerek diş-restorasyon arayüzü tarama elektron mikroskobunda incelenmiş, mine ve dentinde yer alan gingival basamaklarda oluşan aralanmanın en fazla olduğu bölge görüntülenerek aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

Birinci gruptan alınan örneklerde, diş dokuları ile kompozit rezin arayüzünde hafif bir aralanma olduğu izlenmiştir(Şekil 4.15 ve Şekil 4.16).

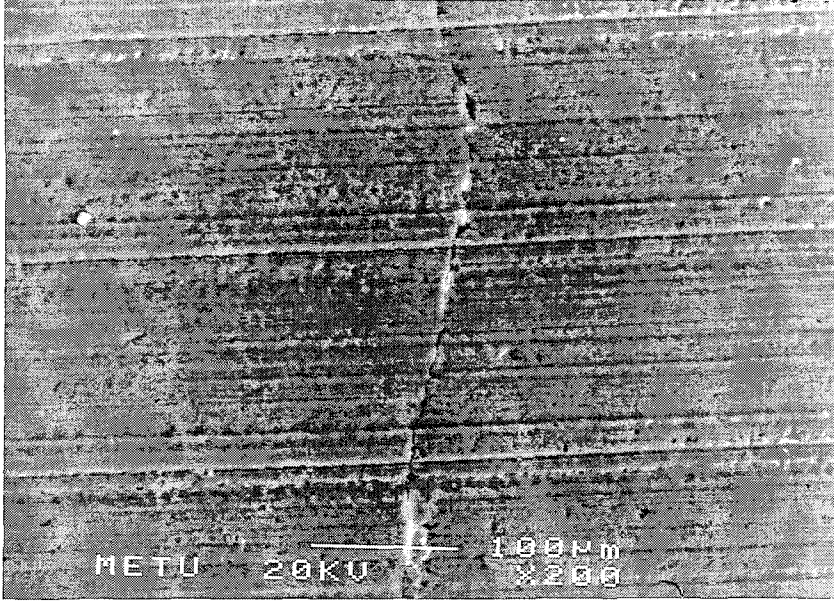
İkinci gruptan alınan örneklerde de, diş dokuları ile kompozit rezin arayüzünde yer yer aralanmalar görülmüş ancak bu gruptaki aralanmanın birinci gruptan daha az olduğu izlenmiştir(Şekil 4.17 ve Şekil 4.18).

Üçüncü gruptan alınan örneklerde kompozit rezinin diş dokularıyla tam bir adaptasyon sağladığı görülmüştür. Kompozit rezin ile diş dokuları arasında herhangi bir aralanmaya rastlanılmamıştır(Şekil 4.19 ve Şekil 4.20)

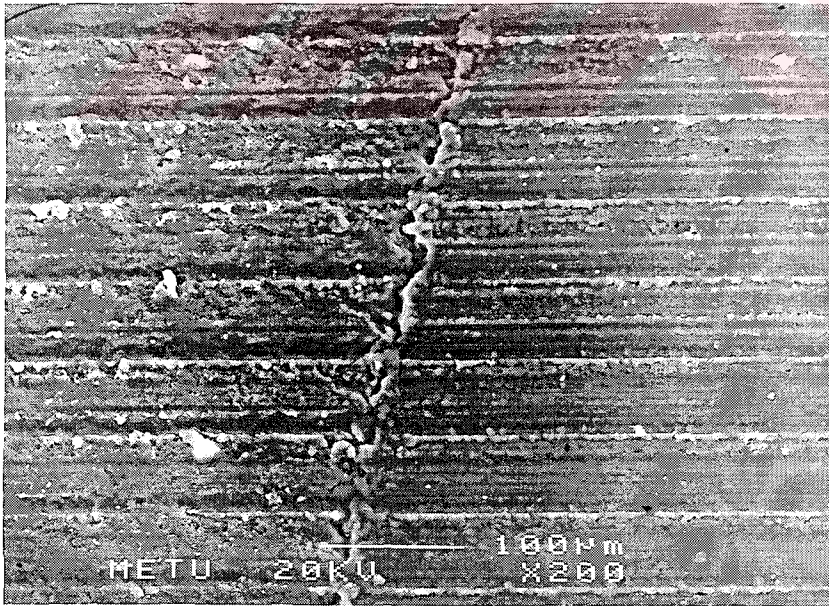
Diş dokuları ile kompozit rezin arasında görülen en fazla aralığa, dördüncü gruptan alınan örneklerde rastlanılmıştır(Şekil 4.21 ve Şekil 4.22).

Beşinci gruptan alınan örneklerde, diş dokuları ile kompozit rezin arayüzünde yer yer aralanmalara rastlanılmakla birlikte, bu boşlukların dördüncü grupta olduğu kadar büyük olmadığı görülmüştür(Şekil 4.23 ve Şekil 4.24).

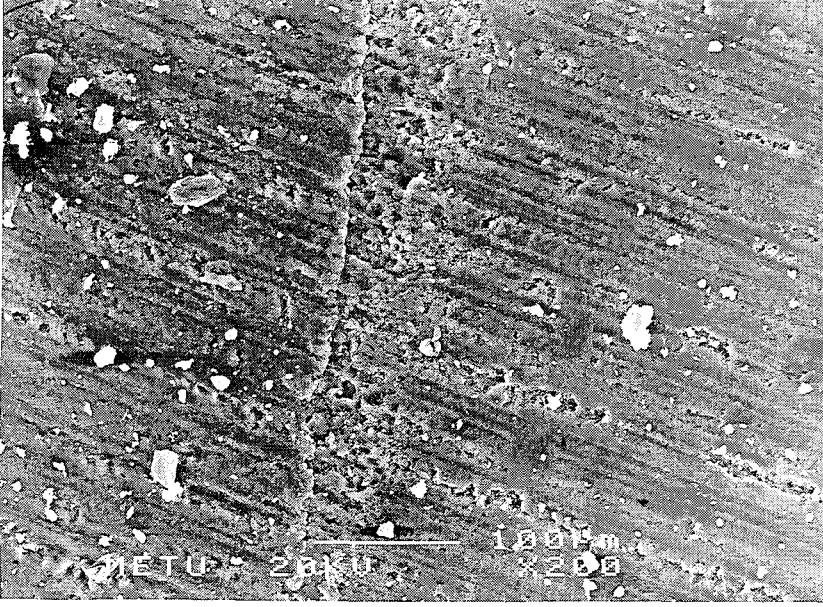
Altıncı gruptan alınan örneklerde de, diş dokuları ile kompozit rezin arayüzünde aralanma olduğu gözlenmiş ancak buradaki aralığın, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan diğer gruptaki örneklerden daha az olduğu görülmüştür(Şekil 4.25 ve Şekil 4.26).



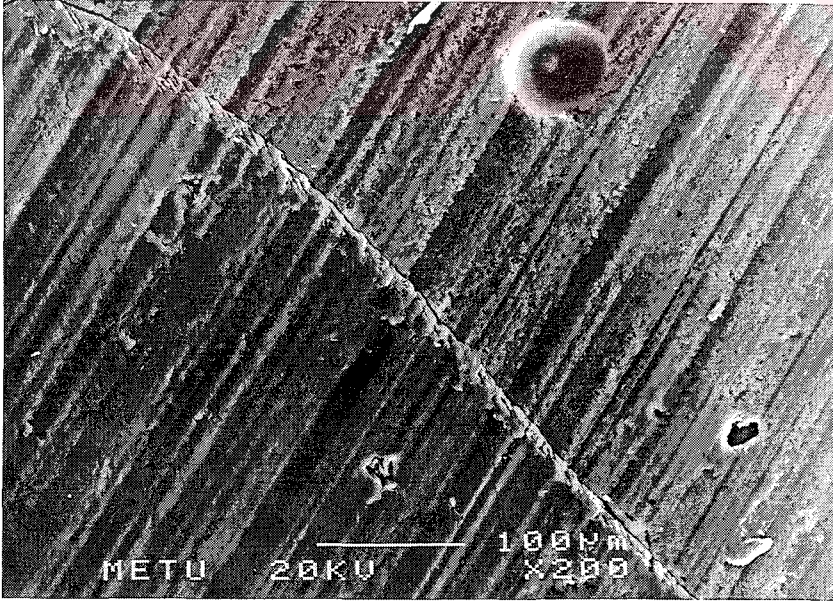
Şekil 4.15. Birinci gruba ait bir örneğin minerde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



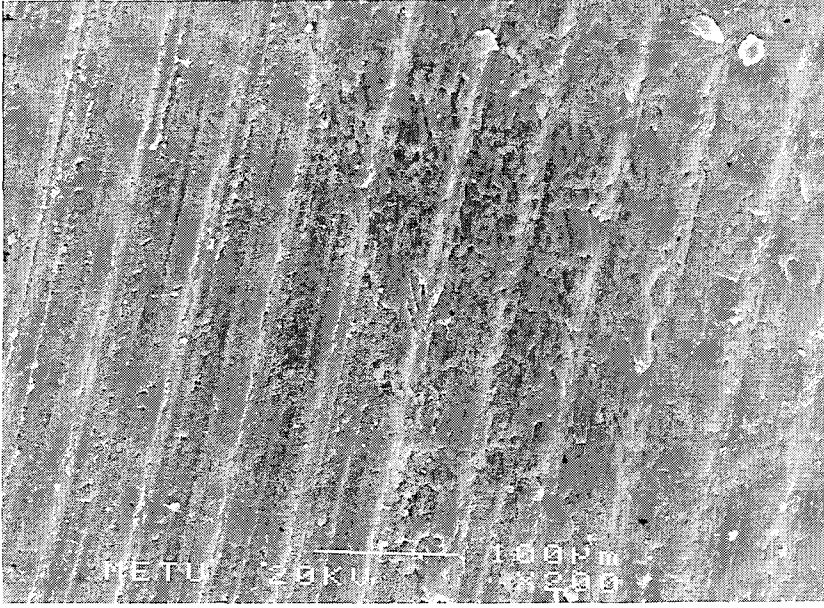
Şekil 4.16. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



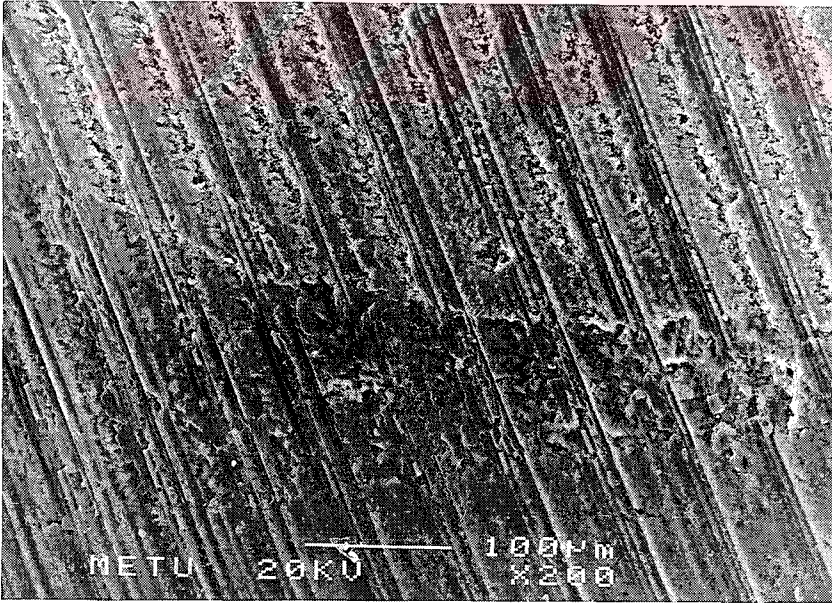
Şekil 4.17. İkinci gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



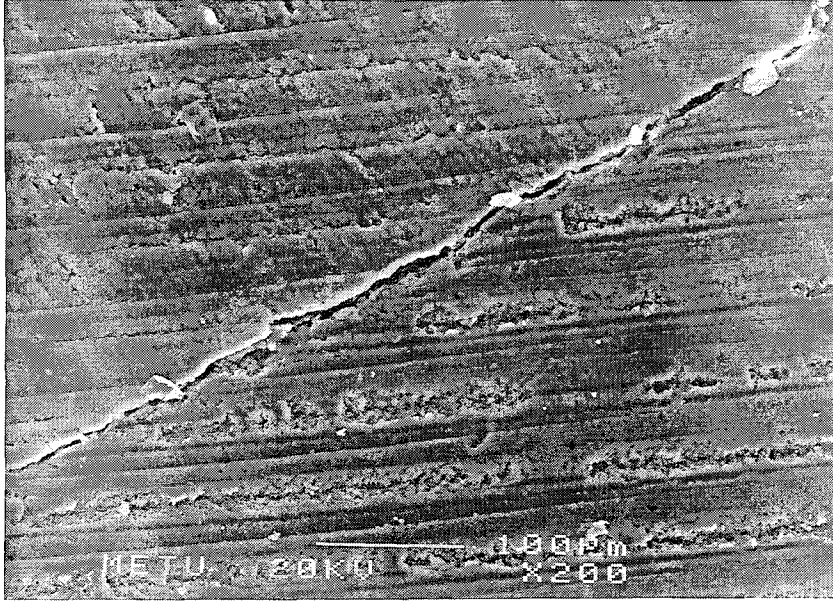
Şekil 4.18. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



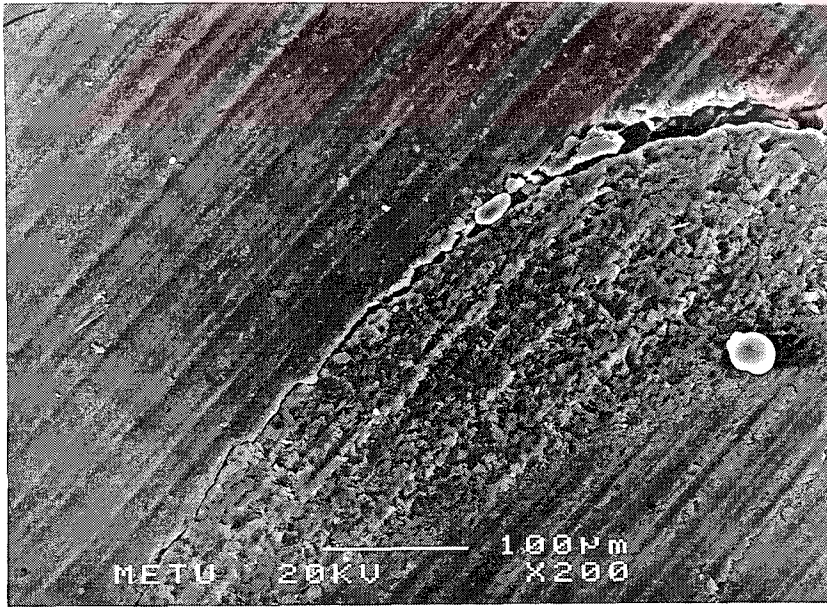
Şekil 4.19. Üçüncü gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



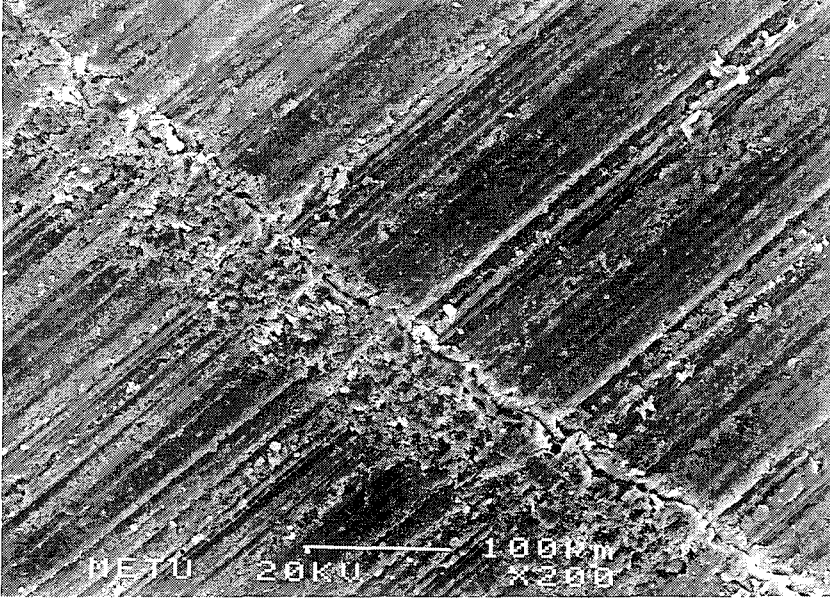
Şekil 4.20. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



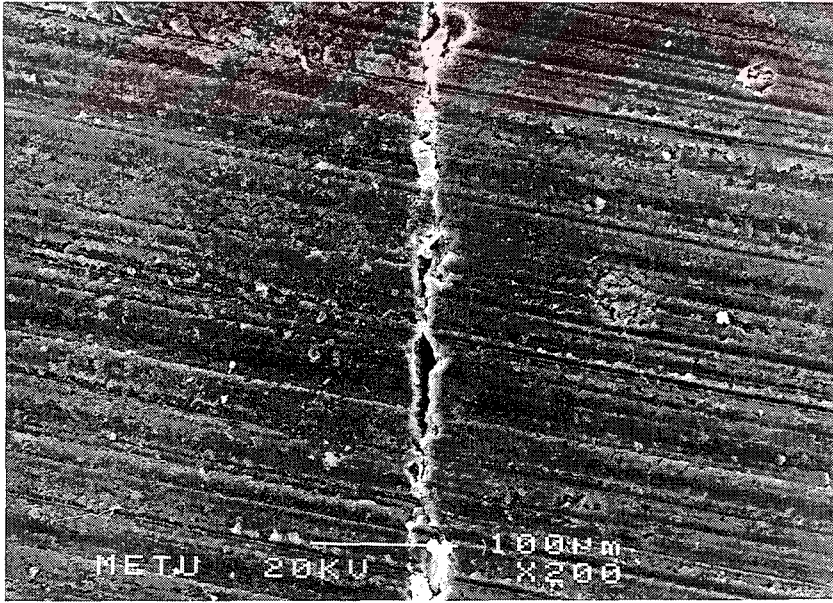
Şekil 4.21. Dördüncü gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



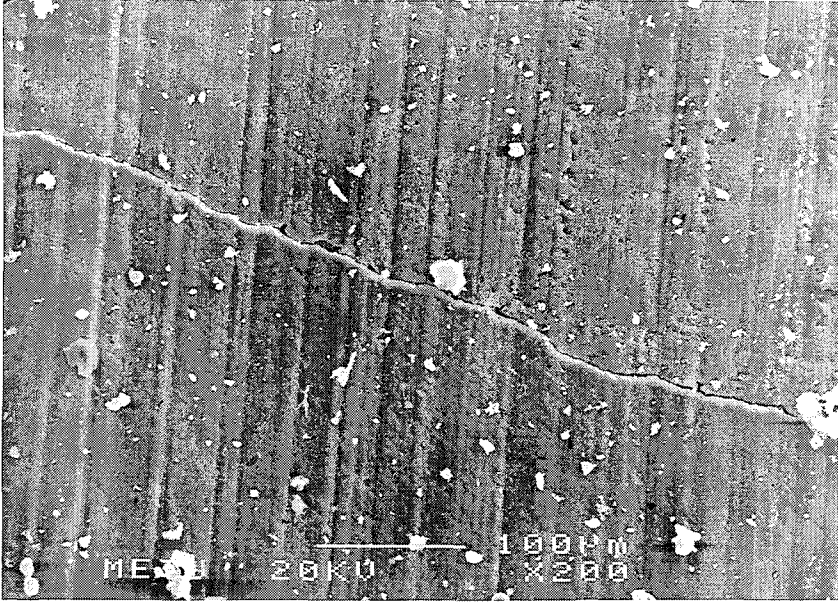
Şekil 4.22. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



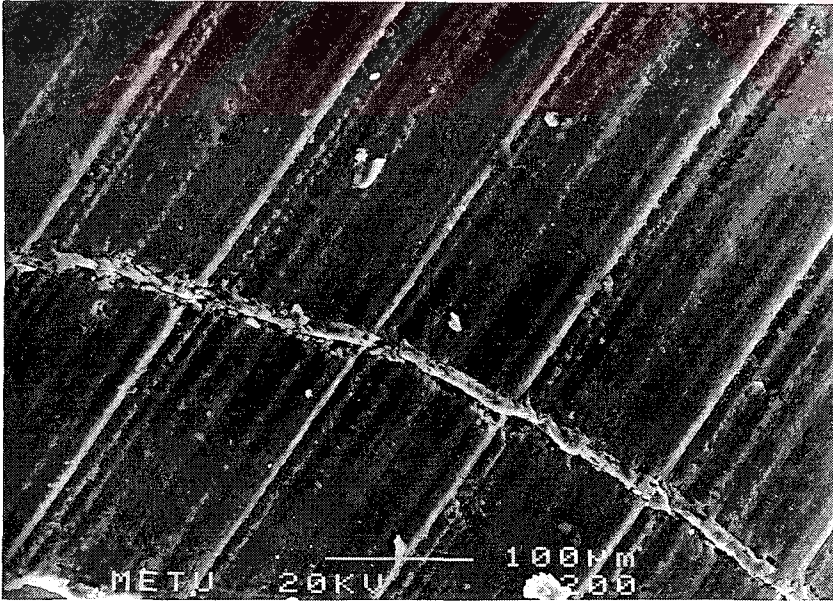
Şekil 4.23. Beşinci gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



Şekil 4.24. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



Şekil 4.25. Altıncı gruba ait bir örneğin minede yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)



Şekil 4.26. Aynı örneğin dentinde yer alan gingival basamakta diş-restorasyon arayüzünün görünümü (x200 büyütme)

4.3. İstatistiksel Bulgular

Gruplar arasında sızıntı dereceleri açısından fark olup olmadığı Kruskal-Wallis testi ile saptanmıştır(Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2).

Çizelge 4.1. Minedeki sızıntı derecelerinin örnek sayısına göre dağılımı.

GRUPLAR	SIZINTI DERECELERİ					ÖRNEK SAYISI
	0	1	2	3	4	
1	23	5	2	0	0	30
2	27	2	1	0	0	30
3	30	0	0	0	0	30
4	14	2	3	6	5	30
5	18	3	6	2	1	30
6	20	3	5	2	0	30
Toplam	132	15	17	10	6	180

KW= 36.156 p=0.0006

Kruskal-Wallis testi ile, gruplar arasında minedeki sızıntı dereceleri açısından farklılık olduğu bulunmuştur(p=0.0006).

Çizelge 4.2. Dentindeki sızıntı derecelerinin örnek sayısına göre dağılımı.

GRUPLAR	SIZINTI DERECELERİ					ÖRNEK SAYISI
	0	1	2	3	4	
1	13	13	3	1	0	30
2	15	10	4	1	0	30
3	23	7	0	0	0	30
4	3	4	2	5	16	30
5	6	3	2	11	8	30
6	14	7	3	4	2	30
Toplam	74	44	14	22	26	180

KW= 56.83 p=0.0000

Kruskal-Wallis testi ile, gruplar arasında dentindeki sızıntı dereceleri açısından farklılık olduğu bulunmuştur(p=0.0000).

Gruplardaki sızıntı dereceleri Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır(Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4).

Çizelge 4.3 . Minede görülen sızıntı derecelerinin Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılması.

GRUPLAR	U	P
1-4	271	.0024*
2-5	471	.0327*
3-6	150	.0000*

* $p < 0.05$ düzeyinde istatistiksel fark vardır

Diş dokularının asitle pürüzlendirilerek hazırlanan örneklerin minedeki gingival basamaklarında görülen sızıntı ile lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan örneklerin mine gingival basamaklarında görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çizelge 4.4. Dentinde görülen sızıntı derecelerinin Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılması.

GRUPLAR	U	P
1-4	120	.0000*
2-5	401.5	.0130*
3-6	98.5	.0000*

* $p < 0.05$ düzeyinde istatistiksel fark vardır

Diş dokularının asitle pürüzlendirilerek hazırlanan örneklerin dentindeki gingival basamaklarında görülen sızıntı ile lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan örneklerin dentin gingival basamaklarında görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Mine ve dentinde görülen sızıntı farklılıkları Ki-Kare testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.5. Her bir grubun mine ve dentininde görülen sızıntı farklılıklarının Ki-Kare testi ile karşılaştırılması.

GRUPLAR	P
1	.0089*
2	.0008*
3	.0105*
4	.0017*
5	.0017*
6	.1211

* $p < 0.05$ düzeyinde istatistiksel fark vardır

Mine ve dentin dokularının lazerle pürüzlendirilmesiyle hazırlanan altıncı grup dışındaki tüm grupların mine gingival basamaklarında görülen

sızıntı ile dentin gingival basamaklarındaki sızıntı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çizelge 4.6. Asitle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntının, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntıdan farkının Ki-Kare testi ile hesaplanması.

	Sızıntı var	(%)	Sızıntı yok	(%)	Toplam
Asit	49	27.2	131	72.8	180
Lazer	105	58.3	75	41.7	180

$p=0.0000$

* $p < 0.05$ düzeyinde istatistiksel fark vardır

Asitle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntı ile lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplarda görülen sızıntı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p=0.0000$).

Çizelge 4.7. Tüm grupların minelerinde görülen sızıntı ile dentinlerinde görülen sızıntılar arasındaki farkın Ki-Kare testi ile hesaplanması.

	Sızıntı var	(%)	Sızıntı yok	(%)	Toplam
Mine	48	26.7	132	73.3	180
Dentin	106	41.1	74	58.9	180

$p=0.0038$

* $p < 0.05$ düzeyinde istatistiksel fark vardır

Tüm grupların minelerinde görülen sızıntı ile dentinlerinde görülen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p=0.0038$)

TARTIŞMA

Restoratif materyallerin diş dokusuyla adeziv bir bağlanma gerçekleştirmesiyle, kenar sızıntısı ve buna bağlı gelişen ikincil çürük, kenar renklenmesi, aşırı duyarlılık, pulpa harabiyeti, restorasyon kayıpları gibi sorunlar önemli ölçüde azalmaktadır(2). Adeziv bir materyal olan kompozit rezinlerin ısısız genleşme katsayısı, diş dokusundan 3-4 kat fazladır. Bu farklılık rezinin polimerizasyon esnasında büzülmesiyle, diş dokusu ile restorasyon arasında bir aralık oluşumuna, sonuçta kenar sızıntısına yol açar(4,5,6).

Restorasyon başarısını olumsuz yönde etkileyen bu sorunu giderebilmek amacıyla bazı girişimler yapılmıştır. Bunlardan birisi, kavite kenarlarına bizotaj işleminin yapılmasıdır. Bazı araştırmacılar mine kenarlarına bizotaj yapılmasının, kenar sızıntısını azaltıcı etkisi olduğunu ileri sürmektedirler(182). Araştırmacılara göre bizotaj asitlenecek yüzey alanını artırır, asitin mine prizmalarına uygun açıda etki etmesini sağlar, böylece rezinin kenar uyumunu artırır(183,184). Cheung(184), SEM ile gerçekleştirdiği çalışmada II.sınıf kompozit rezin restorasyonlarında, kavite kenarlarına bizotaj yapılmasının kenar sızıntısı açısından etkili olduğunu bulmuşlardır.

Buna karşılık Retief et al.(185), V. sınıf kavitelere, yapılan bizotaj işleminin, insizal duvarda görülen sızıntıya herhangi bir etkisinin olmadığını, gingivaldeki sızıntıyı ise bir miktar etkilediği ancak sızıntıyı tam olarak önleyemediğini görmüşlerdir. Owens et al.(186), gingival duvara bizotaj yapılan V. sınıf restorasyonlarda sızıntının daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise arka grup dişlerin okluzal yüzeylerine yapılan bizotaj işleminin sonucunda o bölgeye uzanan kompozitin çok ince olacağı ve çiğneme kuvvetleri altında kolayca kırılacağı için kenar sızıntısının artacağını savunmuşlardır(187,8). Mine prizmalarının, okluzal yüzün değişik bölgelerinde $55^{\circ} \pm 5^{\circ}$ derecelik açıyla sonlanırken, bukkal tüberkül tepesine 90° derecelik açıyla ulaştığı SEM çalışması ile gösterilmiştir(188). Bu çalışmalar arka grup dişlerde bizotaj yapılmamasını savunan araştırmacıların tezini desteklemektedir. İn vitro olarak gerçekleştirilen çalışmamızda, kavite kenarlarına bizotaj işleminin yapılmamıştır.

Kenar sızıntısını azaltmaya yönelik diğer bir girişim kompozit rezinin tabakalı(*incremental technique*) olarak yerleştirilmesidir. Bu yöntemin kütleli yerleştirmeye (*bulk technique*) oranla, polimerizasyon büzülmesini daha iyi kontrol edebileceği ve kenarlardaki büzülme aralıklarını azaltabileceği saptanmıştır(189,190,191). Yapılan in vitro çalışmalarda, kompozitin tabakalar halinde yerleştirilmesiyle, kütleli yerleştirmeye oranla daha iyi adaptasyon elde edildiği, daha az sızıntı oluştuğu bulunmuştur(4,193,194,192). II. sınıf kavitelere farklı yerleştirme yöntemlerinin kenar uyumuna etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda ise kütleli yerleştirme yönteminin, tabakalı yöntem kadar etkili olduğu saptanmıştır(195,196). Hansen (197), tabakalı yerleştirme yönteminde materyalin paralel yerleştirilmesiyle oblik yerleştirmeye göre daha fazla kenar aralığı oluştuğunu göstermiştir. İlk tabakanın gingivale yerleştirilip polimerize edilmesiyle kenar aralık oluşumu azalmaktadır. Bu da bağlanan yüzey alanı küçüldükçe materyaldeki büzülme kuvvetinin azaldığının bir göstergesidir. Tjan et al.(198), II.sınıf ve derin kavitelere rezin polimerizasyonunun yetersiz olabilme riski nedeniyle, rezinin kütleli yerleştirilmesinden kaçınılması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda kompozit rezin kavitelere tabakalı yöntemle yerleştirilmiştir.

Kompozit rezin materyallerinde görülen sızıntıyı önlemede rezinin bitirme tekniklerindeki farklılıkların da etkili olduğu bilinmektedir(199). Yu et al.(200), bitirme tekniklerinin sızıntı üzerine etkilerini incelediklerinde, kuru polisaj diskleriyle sızıntının arttığını, rezinin zayıf bir kenar uyumu sergilediğini izlemişler ve su soğutmalı tungsten karbit bitirme frezleri kullanılmasını önermişlerdir. Dodge et al.(201), bitirme işleminde alüminyum oksit kaplı diskler kullanıldığında, kuru bitirme ve ıslak bitirmenin sızıntı üzerindeki etkilerinin aynı olduğunu görmüşlerdir. Davidson et al.(202), Soflex diskleri kullanılarak yapılan kuru bitirme tekniğinin, restorasyon yüzeyinde kimyasal ve yapısal değişikliklere neden olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde, su soğutmalı tungsten karbit bitirme frezleri ve Soflex fine, ultra-fine diskleri su altında kullanılmıştır.

Günümüzde kenar sızıntısını belirleyici çalışmalarda boya penetrasyonu, kimyasal işaretleyiciler, bakteriyel çalışmalar, basınçlı hava kullanımı, nötron aktivasyon analizi, radyoizotoplar gibi pek çok yöntem kullanılmaktadır(30,31,32). Ancak kenar sızıntısının saptanması için özel boyaların kullanımı en çok tercih edilen yöntemlerden birisidir(34,203). Bunun nedeni çalışmalar sırasında kimyasal reaksiyona ve radyasyona

gerek duyulmamasıdır. Ayrıca boyalar toksik değildir ve kolay elde edilebilir. Çalışmamızda %0.5'lik bazik fuksin ile boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır.

Diş aıt ısısal genişleme katsayısı yaklaşık 11.4 ppm/°C, kompozitin ise 26-40 ppm/°C olduğundan, kompozit restorasyonların kenar sızıntısı derecelerinin değerlendirilmesinde, ağız içi şartlarını sağlayabilmek için farklı ısı değişimleri uygulanmasının gerekli olduğu vurgulanmıştır(204,205). Ağız içinde oluşabilecek ısı değişiklikleri 4 ile 60 derece arasındadır(205). Bu nedenle örneklerimize 5.5 °C, 35 °C, 36 °C ve 57°C derecedeki banyolarda ısı sirkülasyonu uygulanmıştır.

Crim and Garcia-Godoy(206), örneklerin termal siklus banyolarda bekletilme sürelerinin ve farklı siklus sayısının, kompozitlerin kenar sızıntısı üzerindeki etkilerinin önemsiz olduğunu belirtmişlerdir.

Crim et al.(207), yaptıkları başka bir çalışmada boya penetrasyon derecesinin termal banyolardaki kalış süresinden etkilenmediğini göstermişlerdir. Bazı araştırmacılar, restorasyonlara bitirildikten hemen sonra termal siklus uygularken, bazıları ise örnekleri 1 saatten 1 yıla kadar değişen sürelerde suda bekletmektedirler(208,209). Günümüzde dişlerin bekletilme süresi 24 ile 48 saat arasında değişmektedir(59,210,211). Uygulanan siklus sayısı ise 20'den 2500 sıklusa kadar büyük bir değişkenlik göstermektedir(212).

Çalışmamızda örnekler 37 derecelik distile suda 24 saat bekletildikten sonra termal sıklusa alınmıştır. Her bir banyoda birer dakika kalacak şekilde 500 kez termal siklus uygulanmış ve stereomikroskop altında kenar sızıntılar değerlendirilmiştir.

Günümüzde SEM analizlerinde replikaların kullanılması önerilmektedir(191). Replikaların seçilmiş zaman aralıklarında tekrarlanması da mümkündür. Replikaların alınmasında da, boyutsal stabilite derecesi yüksek olan polivinilsiloksan kullanılmaktadır. SEM incelemelerinde direkt diş dokularının kullanılmasının bazı dezavantajları vardır. İncelemelerden önce örneklerin kurutulması gerekmektedir. Bu kurutulma işlemi orjinal dokunun kaybına ve artefaktlara yol açabilir(213). Örneğin dentindeki su içeriğinin fazla olması, kurutulduktan sonra dokunun bozulmasına ve hatalı boşlukların oluşmasına neden olabilir(213,214,191). Çalışmamızda SEM incelemelerinde kesitlerden polivinilsiloksan ölçü maddesi ile alınan replikalar kullanılmıştır.

Buonocore(39) tarafından 1955 yılında ortaya atılan asitle pürüzlendirme yöntemi, kompozit rezin materyalinin kenar uyumunu arttıran bir diğer girişimdir. Bu yöntem ile oluşan mikroskobik düzeydeki pürüzlere rezinin penetre olması, mikromekanik bir bağlanma sağlamaktadır.

Pürüzlendirme işleminde fosforik asitin %10'dan %60'a kadar değişen konsantrasyonları kullanılmaktadır(51,48,59,52,53,49,54).

Silverstone(215), %30-40 arasındaki fosforik asit konsantrasyonunun mine yüzeyinde en retantif görünüm oluşturduğunu göstermiştir. Ancak bazı çalışmalarda, daha düşük konsantrasyonlu asitlerin de %30-40'lık konsantrasyonlara benzer bağlanma kuvveti gösterdiği bulunmuştur(216,217,53). Konsantrasyonu %27'den daha fazla olan fosforik asit, reaksiyon ürünü olarak monokalsiyum fosfat monohidrat(MCPM) oluşturur. Konsantrasyonu %27'den daha düşük olursa dikalsiyum fosfat dihidrat(DCPD) oluşur. MCPM kolay çözünür ve klinik şartlarda su ile yıkanıp uzaklaştırılabilir. DCPD ise daha az çözünür ve tam olarak yıkanmadığı zaman, rezinin diş dokusuna bağlanmasını etkiler. Bu nedenle de daha yüksek konsantrasyonlu fosforik asit solüsyonlarının kullanılması önerilmektedir(50). Ancak %70'lik gibi yüksek konsantrasyonlu asit uygulanması da, çözünen total kalsiyum miktarını ve buna bağlı olarak pürüzlendirme derinliğini azaltacaktır.

Gross et al.(59), çekilmiş premolar dişlerde açılmış V. sınıf kavitelerde, konsantrasyonları %10 ile %70 arasında değişim gösteren asitlerle mineyi pürüzlendirip, kenar sızıntılarını değerlendirmişler, %70'lik konsantrasyon dışındakilerinin sızıntıyı önemli derecede azalttığını rapor etmişlerdir. Asit konsantrasyonu ile bağlanma kuvveti arasındaki ilişkiyi inceleyen başka bir çalışmada %70'lik konsantrasyon ile pürüzlendirmenin, bağlanma kuvvetlerini kısmen azalttığı ve düşük konsantrasyonlu asitlerin kullanılmasının, kompozit rezin restorasyonlarının retansiyonuna negatif bir etki yaratmadığı sonucuna varılmıştır(217).

Mine dokusunun pürüzlendirilmesinde asit uygulama süresi uzun yıllardan beri 60 sn olarak önerilmekteydi(40). Günümüzde ise yapılan pekçok çalışma pürüzlendirme süresindeki azalmanın, restorasyonların klinik başarısını etkilemediğini göstermiştir(218,57). Brannström et al.(219), SEM ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, 15 sn süreyle pürüzlendirmenin, iyi bir retansiyon sağlamak için yeterli olduğunu görmüşlerdir. Daha sonra yapılan SEM çalışmaları da, 15 sn'lik

pürüzlendirme süresinin, 60 sn'lik pürüzlendirme ile aynı yüzey pörözitesi gösterdiğini kanıtlamıştır(220,51).

Kinch et al.(221), pürüzlendirilen mine yüzeylerine ortodontik braketlerin bağlanması ile ilgili yaptıkları klinik bir çalışmada, 60 sn'lik pürüzlendirmenin 15 sn'lik pürüzlendirmeye oranla hiçbir avantaj sağlamadığını görmüşlerdir. Yapılan çalışmalar rezinin bağlanma kuvveti ile 15 saniyelik ve 60 saniyelik pürüzlendirilme süreleri arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir(52,53). Beech and Jalalay(222) 5, 15 ve 60 sn süreyle pürüzlendirmenin, bağlanma kuvvetleri açısından herhangi bir farklılık yaratmadığı sonucuna varmışlardır. Holtan et al.(223) ise asit uygulama süresinin 15 sn'den 30 sn'ye çıktığında bağlanma kuvvetinin arttığını, 30 sn ile 60 sn sürelerde asit uygulanmasının ise bağlanma kuvvetlerinde herhangi bir farklılık yaratmadığını bulmuşlardır.

Crim and Shay (224), asitin uygulanma sürelerindeki farklılığın kenar sızıntı üzerindeki etkisini inceledikleri araştırmalarında, 15 sn ile 30 sn veya 60 sn süre arasında fark olmadığını bulmuşlardır

Çalışmamızda fosforik asitin %37' lik konsantrasyonu kullanılarak, mine dokusu 30 sn süreyle pürüzlendirilmiştir.

Minenin asitle pürüzlendirilmesi, mine ile kompozit rezin arasında mikromekanik bir bağlanma sağlamaktadır. Dentinin ise pulpayla olan ilişkisi nedeniyle, pürüzlendirilmesinden uzunca bir süre kaçınılmıştır. Dentine asit uygulamanın, pulpal irritasyonlara neden olabileceği tartışılmış ancak günümüzde birçok araştırmacı bu irritasyona, dentin dokusunun geçirgenliğinin artmasının ve bakterilerin, genişlemiş dentin tübüllerine penetrasyonunun neden olduğu görüşünde birleşmişlerdir(225,226). Diş dokusu ile tam bir adaptasyon sağlamış restorasyonlarda hiçbir pulpal irritasyona rastlanılmamıştır. Fusayama et al.(67), adeziv rezinin, pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine bağlanarak sağladığı tam bir adaptasyon ile bakteri sızıntısını dolayısıyla pulpal irritasyonları da önleyeceğini savunmuşlardır. Bu nedenle dentinin, tübülleri açmak ve pöröz bir intertübüler tabaka oluşturmak üzere pürüzlendirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir.

Dentinin pürüzlendirildiği kavitelere, kompozit rezin yerleştirildiğinde rezin tagları ve rezine doymuş asitlere dirençli hibrit tabaka oluşur ki, bu da bağlanmayı ve dentin tübül ağzlarının örtünmesini sağlar(227,66,69,99,40).

Brannström and Nordenvall(220), dentin yüzeyinin 15 sn veya 2 dakika süreyle pürüzlendirilmesi arasında hiçbir fark olmadığını bularak, pürüzlendirme süresinin kısaltılmasını önermişlerdir. Brannström(228), asitin gösterdiği kimyasal aktivite derecesinin, asitin uygulama süresine bağlı olduğunu bulmuştur. %10'luk fosforik asitin 5 ve 10 sn süreyle uygulanması, mine ve dentindeki smear tabakasını ortadan kaldırırken, %37' lik fosforik asitin 5 sn uygulanması dentinde gerekli değişikliklerin oluşumu için yeterli olmuştur. Ancak aynı asitin 30 sn süreyle uygulanması önemli miktarlarda dekalsifikasyona, 60 sn uygulanması ise pulpal irritasyonlara neden olmuştur(229). Çalışmamızda, dentin dokusunu pürüzlendirmede %35'lik fosforik asit 15 sn süreyle uygulanmıştır.

Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesinin, kompozit rezin restorasyonlardaki kenar sızıntısını azaltmada etkili olduğu bilinmektedir(56,59,209,224). Gross et al.(59), mine kenarlarının pürüzlendirilmediği kavitelere restorasyonların hem okluzal hem de gingival kenarlarında sızıntıya rastlamışlar, özellikle okluzal kenarlarda görülen sızıntının, asitle pürüzlendirilmeyle önemli ölçüde azaldığı sonucuna varmışlardır.

Kanca(230), dentini pürüzlendirerek gerçekleştirdiği restorasyonların bir yıllık klinik takibi sonunda, diş hassasiyetine, vitalite kaybına veya ikincil çürük oluşumuna rastlamadan tam bir retansiyon elde etmiştir. Kenar renklenmesi gibi problemlerin ise minimal olduğunu izlemiştir.

Sidhu(99), dentinin pürüzlendirildiği kavitelere, pürüzlendirilmemiş kavitelere oranla daha küçük kenar aralıklarına rastlamıştır. Hembree(231) ise dentin yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesinin kenar sızıntı üzerine etkisi olmadığını göstermiştir. Yapılan bir çalışmada dentine asit uygulamasıyla oluşan ve dentinal tübüllere penetre olan tagların, stres altında ve rezinin polimerizasyon büzülmesi sırasında geri çıkabileceği öne sürülmüştür(91).

Kompozit rezin restorasyonlarda, rezinin dentine bağlanma kuvvetlerinin ve kenar sızıntısının araştırıldığı çalışmada, total pürüzlendirmenin rezinin bağlanma kuvvetleri değerinde bir etki yapmadığı ancak kenar sızıntısı oluşumunda bir azalma gerçekleştirdiği gösterilmiştir(232).

Çalışmamızda mine ve dentinin asitle pürüzlendirildiği örneklerde görülen sızıntının, yalnız mine dokusunun asitle pürüzlendirildiği

örneklerdeki sızıntıdan daha az olduğu izlenmiştir. Sızıntıdaki bu azalma dentin dokusunun pürüzlendirilmesine bağlanabilir.

Dentin bonding sistemlerinin kullanılmasının, restoratif rezinlerin diş dokusuna bağlanma kuvvetlerini arttırdığı, diş-restorasyon arasındaki sızıntıyı ise azalttığı pekçok çalışmada rapor edilmiştir (94,96,97,98,87).

Bulucu ve ark.(233), üç yeni nesil bonding sisteminin V. Sınıf kaviteelerde görülen kenar sızıntısına etkilerini karşılaştırmalı olarak incelemişler ve sonuçta mine kenarında hiçbir örnekte sızıntıya rastlamamışlardır.

Swift and Valley(234), çeşitli bonding sistemlerinin kenar sızıntısı üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, dentin pürüzlendirilse de kavite duvarlarına tam olarak adapte olan ve sızıntıyı tam olarak önleyebilen dentin bonding sistemlerine rastlamamışlardır.

Çalışmamızda dentin bonding sisteminin(Syntac) kullanıldığı gruptaki örneklerde görülen sızıntının, mine bonding(Heliobond) kullandığımız örneklerden daha az olduğu bulunmuştur. Elde ettiğimiz bu sonuç, dentin bonding sisteminin, kenar sızıntısını azalttığı görüşünü desteklemektedir.

Kompozit restorasyonlarda, kenar uyumunun ve sızıntının değerlendirildiği çalışmalar, rezinin gingival kenarlarda adaptasyonunun iyi olmadığını göstermiştir(60,235,4,193,93,194). Bunu da, polimerizasyon büzülmesine, bu bölgedeki mine yapısının farklılığına, kaviteye rezinin yerleştirilmesindeki güçlüğü ve büzülmenin ışık kaynağına doğru olmasına bağlamışlardır.

Mine-sement sınırında, insizal duvarı minede, gingival duvarı sementte yer alan, mine kenarlarının, asitle pürüzlendirildiği V.sınıf kaviteelerde dentin bonding sisteminin kullanılmasının kenar sızıntısına etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, sızıntının sement kenarında çok daha fazla olduğu izlenmiştir(236). Bir başka çalışmada, aynı tür kaviteelerde dentin bonding sistemleri kullanılmış ve mine kenarlarında sızıntının önemli derecede azaldığı ancak gingival kenarlarda sızıntı varlığı görülmüştür(237).

Kanca(238), dentin pürüzlendirme yöntemiyle sızıntının önlenebileceğini savunmuşsa da, özellikle dentinde yer alan kavitelerdeki sızıntı sorununun tam olarak çözülemediğini görmüştür.

Zidan et al.(193), kaviteelerin yarısı minede, diğer yarısı dentinde olacak şekilde açtıkları V. sınıf kaviteelerde yapılan restorasyonların kenar

uyumunu incelemişler, minede yer alan restorasyonların %6'sında, dentinde yer alan restorasyonların ise %75'inde kenar aralığına rastlamışlardır.

V. sınıf kavitelerde kenar sızıntısının incelendiği çalışmalarda, gingival kenarlardaki sızıntının, okluzal kenarlardakinden daha fazla olduğu izlenmiştir. Bu sonuçların nedeni olarak da, minenin gingival kenarlarda aprizmatik olması, daha ince bir tabaka halinde bulunması, pürüzlendirme yönteminin uygulanma güçlüğü gösterilmiştir (60,239,240,241).

Hilton et al.(242), II. sınıf kompozit restorasyonlarda da, kavitenin dentinde yer alan kenarlarında sızıntının daha yoğun olarak izlendiğini görmüşlerdir.

Çalışmamızda tüm örneklerin gingival basamaklarındaki sızıntılar incelenmiş ve minede yer alan gingival basamaktaki sızıntının, dentindeki sızıntıdan daha az olduğu görülmüştür.

Diş dokularının pürüzlendirilmesinde asitlerden başka lazerler de kullanılmaktadır. Lazer kullanımına 1960'ların sonlarında in vitro olarak başlanmış, klinik kullanıma ise 1980'lerin başında girmiştir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilme derecesi, kullanılan lazer sistemine ve lazerin dalga boyuna bağlıdır(105). Lazerin mine dokusu üzerine etkisini inceleyen pekçok çalışma vardır.

Lazerle pürüzlendirmede, mine dokusu erimiş baloncuklar, çukurcuklar, çatlamlar ve mikroporlar şeklinde bir yüzey görünümü sergiler(116,115). Hess(11), lazer ve asitle pürüzlendirmenin dişler üzerindeki etkilerini SEM ile incelemiş, minede asitle oluşan pörözitenin, enerji seviyesi 238.8 J/cm^2 olan Nd-YAG lazer kullanılarak oluşturulan düzensizliklere benzer olduğunu görmüştür. Ayrıca mine yüzeyinde oluşan baloncuk benzeri yapıların, yüzey alanını artırarak, mekanik retansiyon için elverişli bir ortam oluşturduğunu belirtmiştir.

Arcoria et al.(12), çeşitli türdeki lazer ve asit uygulamalarının, mine yüzey pürüzlülüğüne etkilerini inceleyip asit uygulanan örneklerdeki pürüzlülük değerinin, lazerin oluşturduğu pürüzlülük değerinden daha yüksek olduğunu görmüşlerdir. Çalışmalarında, CO₂ lazer ile Nd-YAG lazerin kombine kullanıldığı durumlarda, oluşan yüzey morfolojisinin ve pürüzlülük değerlerinin, asitle pürüzlendirilen örneklere benzediği rapor edilmiş, ArF excimer lazerin de yüzeyde çatlak veya yarı oluşturmayan tek lazer olduğu sonucuna varılmıştır.

Arcoria et al.(243), farklı güçteki lazerlerin, mine yüzey pürüzlülüğüne ve köpek dişlerinin pulpalarına etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yüksek güçlü lazerlerin, yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ancak bu seviyedeki lazerlerin, pulpada irritasyon oluşturacağı sonucuna varmışlardır.

Ariyaratnam et al.(244), çekilmiş insan premolar dişlerinin mine yüzeylerine, değişik güçde Nd-YAG lazer ve %37' lik fosforik asit uygulamışlardır. SEM incelemelerinde, asitin minede Tip 2 yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu, yani prizma periferlerinin kaybolup, prizma korlarının mine yüzeyine doğru çıkıntı yaptıklarını izlemişlerdir. Lazerlenmiş minede ise, erimiş baloncuklar, çukurcuklar, çatlaklar ve mikroporlar gibi asitlerin oluşturduğundan daha farklı bir yüzeye rastlamışlardır. Lazerle pürüzlendirilmiş minede, lazerin minedeki penetrasyon derinliğinin 30-40 µm olduğunu saptamışlar ancak yüzey pürüzlülük değerlerinin birbirlerine benzer olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca lazer ve asitle pürüzlendirilen mine örneklerine kompozit rezin uygulanarak, bağlanma kuvvetleri araştırıldığında, lazerle pürüzlendirilen örneklerdeki bağlanmanın oldukça düşük olduğu izlenmiştir. Lazerin, mine yüzeyini pürüzlendirirse de, asitle pürüzlendirme kadar retantif bir yüzey oluşturmadığı sonucuna varılmıştır.

Altshuler et al.(245), çekilmiş 110 adet insan molar dişlerini üç gruba ayırarak, bir gruba CO₂ lazer, bir gruba Nd-YAG lazer, diğer bir gruba da asit uygulamışlardır. Bu örneklerden alınan replikalar SEM altında incelendiğinde, CO₂ ve Nd-YAG lazerin enerjileri arttığında, minede oluşan çukurlaşmaların arttığı izlenmiştir. Daha sonra hazırlanan bu mine yüzeylerine kompozit rezin uygulanıp, bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür. Nd-YAG ve CO₂ lazerler belirli enerji seviyelerinde uygulandıklarında, iyi sonuçlar alınsa da, asitle pürüzlendirme yöntemiyle hazırlanan yüzeylerin, mine ve kompozit rezin arasındaki bağlanmayı sağlamada daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Yapılan bir başka çalışmada da, kompozit rezinin asitle pürüzlendirilmiş mineye, lazerle pürüzlendirilmiş mineden daha iyi bağlandığını göstermiştir(246).

Libermann et al.(10), 10 J enerjili CO₂ lazerle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin kompozite bağlanma kuvvetinin, asitle pürüzlendirilen örneklerin bağlanma kuvvet değerlerine benzer olduğunu saptamışlardır.

Walsh et al.(177), CO₂ lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerine, kompozit rezinlerin bağlanma kuvvetlerinin, asitle pürüzlendirilen örneklere oranla %55-68 oranında daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışma, lazerle pürüzlendirmenin, kompozit rezinlerin mineye bağlanmasını arttırdığını gösteren tek çalışmadır.

Fraunhofer et al.(17), ortodontik braketlerin bağlanmasında, mine yüzeyinin Nd-YAG lazerle pürüzlendirilmesinin etkinliğini araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda yüksek enerji güçlü lazer(20Hz 3W) uygulanmış dişlerdeki bağlanma kuvvetlerinin, asitle hazırlanan örneklerden elde edilen değerlere yakın olduğu bulunmuştur. Ancak bu güçteki lazerin oluşturduğu ısıl etkilerin, pulpada irritasyon oluşturabileceği düşünülmüştür. Diğer bağlanma değerleri ise asitle pürüzlendirilen örneklerden daha düşüktür.

Walsh(169), lazerle ve asitle pürüzlendirmenin fissür örtücülerin retansiyonuna olan etkisini karşılaştırmış, lazerle pürüzlendirilen gruptaki retansiyon oranı % 97.9 iken, asitle pürüzlendirilenlerde bu oran yaklaşık 14.5 ay sonra yapılan kontrollerde % 94.6 olarak bulunmuştur. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Lazerle pürüzlendirilen gruptan elde edilen başarılı klinik sonuçlar, lazer enerjisiyle ortamdaki nemin elimine edilmesine bağlanabilir. Çünkü fissür örtücülerin retansiyonundaki başarının başlıca etkeni, işlem esnasında kuru ortamın sağlanmasıdır.

Roberts-Harry(247) yaptığı araştırmada ortodontik braketleri dişler üzerine yerleştirmeden evvel hastaların bir arkını asitle diğer arkını Nd-YAG lazerle pürüzlendirmiştir. Ortodontik braketleri kompozit rezinle yapıştırıp hastaları 6 ay sonra kontrole çağırmıştır. Lazerle oluşan pürüzlendirme modelinin makroskobik olarak, asitle pürüzlendirmeye benzemesine rağmen, dişlerde braket kayıplarına rastlanılmıştır. Lazer ile yapılan uygulamanın daha çok vakit aldığı belirtilmiş, Nd-YAG lazerin diş minesinde kullanılmaması önerilmiştir.

Lazerle pürüzlendirme sonucunda mine dokusundan başka dentin dokusunda da oluşan değişiklikler incelenmiştir. Cooper et al.(125), CO₂ lazer uygulanmış dentin yüzeyine, kompozitin bağlanma kuvvetini incelemişlerdir. Sonuçta lazerlenmemiş dentinle karşılaştırıldığında bağlanma kuvvetinin %300 oranında arttığını görmüşlerdir.

Lazer uygulanmış dentin örnekleriyle, hiç bir işlem görmemiş dentinlere, kompozit yerleştirilip, bağlanma kuvvetlerini inceleyen pekçok çalışmada, lazer uygulanan dentine bağlanma kuvvetlerinin daha fazla olduğu görülmüş ve lazer uygulanmış dentin yüzeylerine, kompozit restorasyonların mikromekanik retansiyonunun arttığı sonucuna varılmıştır(248,249,171,250). Kompozit rezin restorasyonların diş

dokularına bağlanma kuvvetleri incelenerek asitle pürüzlendirmenin, lazerle pürüzlendirmeye oranla daha iyi sonuçlar verdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir(251,252).

Liesenkoff et al.(253), yaptıkları çalışmada excimer lazerin mine ve dentin üzerinde farklı etkisi olduğunu saptamışlardır. Bu da mine ve dentinin yapılarının farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Diş sert dokusunun organik yapıları excimer lazerle çok daha kolay parçalanabilir. Bu yüzden dentinin mineye göre ablyasyon ortalaması daha yüksektir. Yapılan bazı SEM incelemelerinde lazerlenmiş dentinin fungiform çıkıntılar oluşturduğu görülmüştür(3). Bu çıkıntılar kompozit rezin ile diş dokusu arasında mekanik bir kitlenmeye neden olarak, rezinin kavite duvarlarına daha iyi adaptasyonunu sağlar.

Çalışmamızda, lazerle pürüzlendirilen örneklerde görülen sızıntı, asitle pürüzlendirilen örneklerden daha fazla bulunmuştur. Bunun nedeni asit ve lazerin mine ve dentin dokusu üzerinde oluşturduğu farklı etki mekanizmalarıdır. Fosforik asit minenin HA kristalitlerini uzun aksları boyunca çözer. Böylelikle oluşan taglar kompozitler için mekanik bir kilit olarak görev yapar. Bu da rezinin bağlanma kuvvetini artırır. Lazer ise mine yüzeyinde mikroskobik çatlaklar, fissürler ve kraterler oluşturur. Lazerle pürüzlendirme, HA ara maddedeki suyun buharlaşmasına bağlı olarak oluşan mikropatlamalarla gerçekleşir. Genellikle hapsolmuş suyun mikropatlamasıyla oluşan madde kaybı, HA kristallerinin direk buharlaşmasıyla oluşandan daha fazladır(247,105). Lazer uygulandığında dentin daha sertleşir, kırılgaılaşır ve asitlere dirençli hale gelir(125). Dentindeki kristal yapı daha gevşektir ve lazer uygulanan dentin daha iyi ablyasyona uğrar.

Asit ve lazerle pürüzlendirmenin kompozit restorasyonların bağlanma kuvvetlerine etkisinin incelendiği pekçok araştırma olmasına rağmen, bu iki farklı pürüzlendirme yönteminin, kenar sızıntısına olan etkilerini karşılaştıran herhangi bir araştırmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle kompozit rezin restorasyonların diş dokularına bağlanma kuvvetlerini incelemek yerine kenar sızıntısının araştırılması uygun bulunmuştur.

Çalışmamızda sızıntının, lazerin mine ve dentine uygulandığı örneklerde, lazerin yalnız mineye uygulandığı örneklerden daha az olduğu görülmüştür. Sızıntıdaki bu azalma dentin dokusunun lazer ile pürüzlendirilmesinden kaynaklanabilir. Sonuçta diş dokularının lazerle pürüzlendirilmesinin, kenar sızıntısı açısından asit kadar etkili olmadığı görülmüş, asit veya lazerle pürüzlendirilmiş tüm örneklerin gingival

basamaklarında görülen sızıntının minede az, dentinde ise daha fazla olduğu izlenmiştir.

Lazerin, mineyi demineralizasyona ve yapay çürüklere karşı daha dirençli hale getirdiği, restorasyonların etrafındaki ikincil çürüklerin insidansını azalttığı, pürüzlendirme esnasında minedeki suyu buharlaştırarak tamamen kuru bir alan sağladığı düşünülerek, asite karşı bir alternatif olabileceği fikrini gündeme getirebilir. Ayrıca lazer ışınları elektromanyetik spektrumdaki yerleri nedeni ile dokuda yalnız termal hasara neden olur. Doku hücrelerinin atomik yapılarında bir değişiklik yaratmayan lazer ışınlarının genetik mutasyon tehlikesi oluşturmadıkları bilinmektedir(254).

Lazer uygulamasında, lazerin dalga boyu, atım süresi, ışığın çıkış gücü, uygulama süresi gibi pek çok faktör göz önünde bulundurulmalıdır. Bu faktörlerden herhangi biri değiştiğinde, lazer tedavisinin sonucu da değişmektedir. Bunların dışında lazer uygulamalarının yaygınlaşmasını engelleyen en önemli konulardan biri de lazer cihazlarının çok pahalı olmasıdır.

Teknolojideki hızlı gelişme ve sürdürülen yoğun araştırmalar, günümüz dişhekimliğinde kullanımı sınırlı olan lazerlerin, gelecekte her türlü uygulamada kullanılabileceğini düşündürmektedir.

SONUÇLAR

Diş dokularını pürüzlendirmede asit veya lazer pürüzlendirme yönteminin kullanılmasının, II.sınıf MOD kavitelere uygulanan kompozit rezinin kenar sızıntısı üzerine etkisinin araştırıldığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Diş dokularının asitle pürüzlendirildiği grupların gingival basamaklarında görülen sızıntının, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan grupların gingival basamaklarında görülen sızıntıdan daha az olduğu saptanmıştır. Elde ettiğimiz bu sonuç, kenar sızıntısının azaltılmasında, diş dokularını asitle pürüzlendirme yönteminin, lazerle pürüzlendirme yönteminden daha etkili olduğunu göstermiştir.
- 2- Diş dokularının asit veya lazerle pürüzlendirildiği bütün gruplarda, dentinde yer alan gingival basamaktaki sızıntının, minede yer alan gingival basamaktaki sızıntıdan daha fazla olduğu görülmüştür. Mine ve dentin dokularının lazerle pürüzlendirilmesiyle hazırlanan grubun dışındaki tüm gruplarda, minede görülen sızıntı ile dentinde görülen sızıntı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 3- Hem mine ve hem de dentin dokusunun asitle pürüzlendirildiği (total-etch) grupta görülen sızıntının, yalnız mine dokusunun asitle pürüzlendirildiği grupta görülen sızıntıdan daha az olduğu izlenmiştir. Hem mine ve hem de dentin dokusunun lazerle pürüzlendirildiği grupta görülen sızıntının da, yalnız mine dokusunun lazerle pürüzlendirildiği grupta görülen sızıntıdan daha az olduğu izlenmiştir. Bu da bize kenar sızıntısının önlenmesinde dentin dokusunun pürüzlendirilme gereğini göstermektedir.
- 4- Yapılan SEM analizinde, diş dokularının asitle pürüzlendirildiği gruplarda, diş ile kompozit rezin arasında görülen aralanmanın, lazerle pürüzlendirilerek hazırlanan gruplardan daha az olduğu görülmüş, asitle pürüzlendirilen gruplarda kompozit rezinin kenar uyumunun daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır.
- 5- Dentin bonding sisteminin kullanılmasının, kenar sızıntısını azaltmada etkili olduğu bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçla bir kez daha desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Kidd EAM. Microleakage In Relation To Amalgam And Composite Restorations. Br Dent J 1976; 141: 305-310.
2. Alperstein KS, Graver HT, Herold RCB. Marginal Leakage of Glass-ionomer Cement Restorations. J Prosthet Dent 1983; 50: 803-807.
3. Jordan RE, Suzuki M. Posterior Composite Restorations: Where and How They Work Best. J Am Dent Assoc 1991; 122: 31-37.
4. Lui JL, Masutani S, Sectos JC, Lutz F, Swartz ML, Phillips RW. Margin Quality and Microleakage of Class II Composite Resin Restorations. J Am Dent Assoc 1987; 114: 49-54.
5. Feilzer AJ, DeGee AJ, Davidson CL. Curing Contraction of Composites and Glass Ionomer Cements. J Prosthet Dent 1988; 59: 297-300.
6. Craig RG. Restorative Dental Materials 8th ed. St. Louis, the C.V.Mosby Co. 1989; 262.
7. Barnes IE. The Adaptation of Composite Resins to Tooth Structure. Part 2. The Adaptation of Composite Resins to Etched Enamel. Br Dent J 1977; 142: 185-191.
8. Charbeneau GT. Principles and Practice of Operative Dentistry. 3rd ed. Philadelphia, Lea & Febiger. 1988; 273.
9. Pashley DH. The Effects of Acid Etching on the Pulpodentin Complex. Oper Dent 1992; 17: 229-242.
10. Liberman R, Segal TH, Nordenberg D, Serebro LI. Adhesion of Composite Materials to Enamel: Comparison Between the Use of Acid and Lasing as Pretreatment. Laser Surg Med 1984; 4: 323-327.
11. Hess JA. Scanning Electron Microscopic Study of Laser-Induced Morphologic Changes of a Coated Enamel Surface. Laser Surg Med 1990; 10: 458-462.
12. Arcoria CJ, Lippas MG, Vitasek BA. Enamel Surface Roughness Analysis After Laser Ablation and Acid-etching. J Oral Rehabil 1993; 20: 213-224.
13. Middia M. Lasers In Dentistry. Br Dent J 1991; 11: 343-346.
14. Yamamoto H, Sato K. Prevention of Dental Caries by Acousto-optically Q-switched Nd-YAG Laser Irradiation. J Dent Res 1980; 59: 137.
15. Yamamoto H, Sato K. Prevention of Dental Caries by Nd-YAG Laser Irradiation. J Dent Res 1980; 59: 2171-2177.

16. White JM, Goodis HE, Coloma AJ, Marshall GW. Removal of Caries in Dentin Using a Nd-YAG Laser. *J Dent Res* 1991; 70: 493(special Issue # 1820).
17. Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser Etching of Enamel for Direct Bonding. *Ang Orthodont* 1993; 1: 73-76.
18. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of Physical Properties of Resin Restorative Materials by Laser Polymerization. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 623-627.
19. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of Composite Resins: Argon Laser vs Conventional Light. *Oper Dent* 1998; 23: 87-93.
20. Gerschman JA, Ruben J, Gebart-Eaglemon J. Low Laser Therapy for Dentinal Tooth Hypersensitivity. *Austr Dent J* 1994; 39: 353-357.
21. Levy G. Cleaning and Shaping the Root Canal with a Nd-YAG Laser Beam: A Comparative Study. *J Endodontics* 1992; 18:123-127.
22. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro Studies on Laser Scaling of Subgingival Calculus With an Erbium:YAG Laser. *J Periodontol* 1994; 65: 1097-1106.
23. Wilson M. Bactericidal Effect of Laser Light and Its Potential Use in the Treatment of Plaque-related Diseases. *Int Dent J* 1994; 44: 181-189.
24. Sturdevant CM, Barton RE, Sockwell CL, Strickland WD. *The Art and Science of Operative Dentistry*. 2nd ed. St Louis, the C.V. Mosby Co. 1985; 270.
25. Phillips RW. *Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia, Saunders Co. 1991; 217-218.
26. Bullard RH, Leinfelder KF, Russell CM. Effect of Coefficient Thermal Expansion on Microleakage. *J Am Dent Assoc* 1988; 116: 871-874.
27. Dreissens FCM. Chemical Adhesion in Dentistry. *Int Dent J* 1977; 27: 317-323.
28. Pickard HM, Gaylord JJ. Leakage at the Margins of Dental Restorations. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 298(Kaynak1' den alınmıştır).
29. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and Durability of Marginal Adaptation in Bonded Composite Restorations. *Dent Mater* 1991; 7: 107-113.
30. Shortall AC. Microleakage, Marginal Adaptation and Composite Resin Restorations. *Br Dent J* 1982; 153: 223-227.

31. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent 1992; 20: 3-10.
32. Tiritöğlu M. Kenar Sızıntısı Belirleme Yöntemleri. H.Ü. Dişhek Fak Derg 1993; 17: 11-15.
33. Roulet J, Reich T, Blunk U. Quantative Margin Analysis in the Scanning Electron Microscope. Scan Electron Microsc 1989; 3: 147-159(Kaynak 31'den alınmıştır).
34. Charlton DG, Moore BK. In Vitro Evaluation of Two Microleakage Detection Tests. J Dent 1992; 20: 55-58.
35. Pickard HM, Douglas WH. Leakage at the Margins of Amalgam Restorations. Br Dent J 1965; 119:69-77.
36. Fitchie JG, Reeves GW, Scarbrough AR, Hembree JH. Microleakage of Two New Dentinal Bonding Systems. Quint Int 1990; 21: 749-752.
37. Leinfelder KF, O'Neal KF, Mueninghoff LA. Use of Ca(OH)₂ for Measuring Microleakage. Dent Mater 1986; 2: 121-124.
38. Douglas WH, Chen CJ, Craig RG. Improved Neutron Activation Analysis of Microleakage Around a Hydrophobic Composite Restorative. J Dent Res 1980; 59:1507-1510.
39. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849-853. (Kaynak 40'dan alınmıştır).
40. Swift EJ, Perdigo J, Heymann HO. Bonding to Enamel and Dentin: A Brief History and State of the Art, 1995. Quint Int 1995; 26: 95-110.
41. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration Of Resin Dental Materials Into Enamel Surfaces With Reference To Bonding. Archs Oral Biol 1968; 13: 61-70.
42. Gwinnett AJ. Histologic Changes In Human Enamel Following Treatment With Acidic Adhesive Conditioning Agents. Archs Oral Biol 1971; 16: 731-738.
43. Retief DH. Clinical Applications of Enamel Adhesives. Oper Dent 1992; (suppl 5): 44-49.
44. Kodaka T, Kuroiwa M, Higashi S. Structural and Distribution Patterns of Surface 'Prismless' Enamel in Human Permanent Teeth. Caries Res 1991; 25: 7-20.

45. Bayırlı GS, Şirin S. Konservatif Diş Tedavisi. İstanbul, Dünya Tıp Kitabevi. 1982; 193-195.
46. Retief DH. Effect of Conditioning the Enamel Surface with Phosphoric Acid. J Dent Res 1973; 52: 333-341.
47. Gwinnett AJ. Human Prismless Enamel And Its Influence On Sealant Penetration. Archs Oral Biol 1973; 18: 441-444.
48. Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC. Effect of Concentrations of Phosphoric Acid on Enamel Dissolution. J Prosthet Dent 1984; 51: 495-498.
49. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of Phosphoric Acid Concentration and Etch Duration on Enamel Depth of Etch: an in vitro Study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98: 154-160.
50. Chow LC, Brown WE. Phosphoric Acid Conditioning of Teeth for Pit and Fissure Sealants. J Dent Res 1973; 52: 1158.
51. Nordenvall KJ, Brannström M, Malmgren O. Etching of Deciduous Teeth and Young and Old Permanent Teeth. A comparison between 15 and 60 Seconds of Etching. Am J Orthod 1980; 19: 99-108.
52. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. Effects of Enamel Etching Time on Bond Strength and Morphology. J Clin Orthod 1985; 19: 36-38.
53. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 Second Enamel Acid Conditioning on Adhesion and Morphology. Oper Dent 1986; 11: 111-116.
54. Hosoya Y. The Effect of Acid Etching Time on Ground Primary Enamel. J Clin Pediatr Dent 1991; 15: 188-194.
55. Stephen KW, Kirkwood M, Main C, Gillespie FC, Campbell D. Retention of a Filled Fissure Sealant Using Reduced Etch Time. Br Dent J 1982; 153: 232-233.
56. Hembree JH, Taylor TJ. Marginal Leakage of Visible Light-cured Composite Resin Restorations. J Prosthet Dent 1984; 52: 790-793.
57. Shaffer SE, Barkmeier WW, Kelsey WP. Effects of Reduced Acid Conditioning Time on Enamel Microleakage. Gen Dent 1987; 35: 278-280 (Kaynak 40'dan alınmıştır).
58. Gilpatrick RO, Kaplan I, Roach D. Microleakage of Resin Restorations with Various Etching Times. Quint Int 1994; 25: 573-576.

59. Gross JD, Retief DH, Bradley EL. An Optimal Concentration of Phosphoric Acid as an Etching Agent. Part II: Microleakage Studies. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 786-789.
60. Hembree JH, Andrews JT. Microleakage of Several Class V Anterior Restorative Materials: a Laboratory Study. *J Am Dent Assoc* 1978; 97: 179-183.
61. McLean JW. Dentinal Bonding Agents Versus Glass-ionomer Cements. *Quint Int* 1996; 27: 659-667.
62. Pashley DH. Clinical Considerations of Microleakage. *J Endodontics* 1990; 16: 70-77.
63. Thomas HF. The Dentin-predentin Complex and Its Permeability: Anatomic Overview. *J Dent Res* 1985; 64: 607-612.
64. Gwinnett AJ. Smear Layer: Morphological Considerations. *Oper Dent* 1984; 9(suppl3): 3-12.
65. Heymann HO, Stephen ME, Bayne MS. Current Concepts in Dentin Bonding: Focusing On Dentinal Adhesion Factors. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 27-35.
66. Bertolotti RL. Conditioning of the Dentin Substrate. *Oper Dent* 1992; (suppl 5): 131-136.
67. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *J Dent Res* 1979; 58: 1364-1370.
68. Pashley EL, Michelic V, Kehl T. Dentin Permeability: Effects of Smear Layer Removal. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 531-537.
69. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of Conditioners on the Dentin Surface. *Oper Dent* 1992; (suppl 5): 137-150.
70. Gwinnett AJ. Acid Etching for Composite Resins. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 271-289.
71. Okomoto Y, Kashket S, Heeley J, Dogon I, Shintani S. The Effect of Phosphoric Acid on Bovine Dentinal Collagen. *J Dent Res* 1986; 65: 285(abstract#1047).
72. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation Among Dentin Depth, Permeability and Bond Strength of Adhesive Resins. *Dent Mater* 1990; 6: 45-50.
73. McGuckin RS, Powers JM, Li L. Bond Strengths of Dentinal bonding Systems to Enamel and Dentin. *Quint Int* 1994; 25: 791-796.

74. Ruse ND, Smith DC. Adhesion to Bovine Dentin-surface Characterization. *J Biomedical Materials Res* 1991;70: 1002-1008(Kaynak 69'dan alınmıştır).
75. Retief DH, Austin JC, Fatti LP. Pulpal Response to Phosphoric Acid. *J Oral Pathol* 1974; 3: 1-6.
76. Stanley HR, Going RE, Chauncey HH. Human Pulp Response to Acid Pretreatment of Dentin and to Composite Restoration. *J Am Dent Assoc* 1975; 91: 817-825.
77. Macko DJ, Rutberg M, Langeland K. Pulpal Response to the Application of Phosphoric Acid to Dentin. *Oral Surg Oral Pathol* 1978; 45: 930-946.
78. Skogedal O, Ericksen HM. Pulpal Reactions to Surface-sealed Silicate Cements and Composite Resin Restoration. *Scand J Dent Res* 1976; 84: 381-385.
79. Fuks AB, Funnell B, Cleaton-Jones P. Pulp Response to a Composite Resin Inserted in Deep Cavities with and without a Surface Seal. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 129-134.
80. Lee HL, Orlowski JA, Scheidt GC, Leej R. Effects of Acid Etchants on Dentin. *J Dent Res* 1973; 52: 1228-1233.
81. Inokoshi S, Iwaku M, Fusayama T. Pulp Response to a New Restorative Resin. *J Dent Res* 1982; 61: 1014-1019.
82. White KC, Cox CF, Kanca J, Farmer JB, Ramus DL, Snuggs HM. Histologic Pulpal Response of Acid Etching Vital Dentin. *J Dent Res* 1992; 71: 188(abstract# 658).
83. Blosser RI. Time Dependence of 2.5% Nitric Acid Solution as an Etchant on Human Dentin and Enamel. *Dent Mater* 1990; 6: 83-87.
84. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin Adhesion of "Modified" 4-META/MMA-TBB Resin: Function of HEMA. *Dent Mater* 1992; 8: 259-264.
85. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The Promotion of Adhesion by the Infiltration of Monomers into Tooth Substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 265-273.
86. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid Layer as a Dentin-bonding Mechanism. *J Esthetic Dent* 1991; 3: 133-138(Kaynak 40'dan alınmıştır).

87. Hasegawa T, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Shear Bond Strength and Quantitative Microleakage of a Multipurpose Dental Adhesive System Resin Bonded to Dentin. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 432-438.
88. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The Clinical Performance of Adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20.
89. Walshaw PR, McComb D. Clinical Considerations for Optimal Dentinal Bonding. *Quint Int* 1996; 27: 619-625.
90. Torney DL. The Retentive Ability of Acid-etched Dentin. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 169-172.
91. van Dijken JW, Hörstedt P. In Vivo Adaptation of Restorative Materials to Dentin. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 677-681.
92. Dentin Bonding Systems: an Update. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1987; 114: 91-95.
93. Youngsen CC, Crey NJA, Martin DM. In Vitro Microleakage Associated with Five Dentinal Bonding Systems and Associated Composite Restorations. *J Dent* 1990; 18: 203-208.
94. Sorensan JA, Dixit NV, White SN, Avera SP. In Vitro Microleakage of Dentin Adhesives. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 213-218.
95. Prati C, Nucci C, Montanari G. Shear Bond Strength and Microleakage of Dentin Bonding Systems. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 401-407.
96. Holtan JR, Nystrom GP, Rensch SE, Phelps RA, Douglas WH. Microleakage of Five Dentinal Adhesives. *Oper Dent* 1993; 19: 189-193.
97. Retief DH. Do Adhesives Prevent Microleakage? *Int Dent J* 1994; 44: 19-26.
98. Chan KC, Swift EJ. Marginal Seal of New-generation Dental Bonding Agents. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 420-423.
99. Sidhu SK. The Effect of Acid-etched Dentin on Marginal Seal. *Quint Int* 1994; 25: 797-800.
100. Chigira H, Yukitani W, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, Debari K, Wakumoto S, Hisamitsu H. Self-etching Dentin Primers Containing Phenyl-P. *J Dent Res* 1994; 73: 1088-1095.
101. Jordan RE, Suzuki M, Davidson DF. Clinical Evaluation Of A Universal Dentin Bonding Resin: Preserving Dentition Through New Materials. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 71-76.

102. Christensen GJ. The Bonding Evolution In Dentistry Continues. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1115-1116.
103. Kanca J. Resin Bonding to Wet Substrate.I. Bonding to Dentin. *Quint Int* 1992; 23: 39-41.
104. Stern RH, Sognaes RF. Laser Beam Effect On Dental Hard Tissues. *J Dent Res* 1964; 43: 873.
105. Gonzales CD, Zakariasen KL, Dederich DN, Pruhs RJ. Potential Preventive and Therapeutic Hard-tissue Applications of CO₂, Nd:YAG and Argon Lasers in Dentistry: A Review. *J Dent Child* 1996; 63: 196-207.
106. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in Dentistry: New Possibilities with Advancing Laser Technology? *Int Dent J* 1990; 40: 323-332.
107. Cernavin I, Pugatschew A, Boer N, Tyas MJ. Laser Application in Dentistry: A Review of the Literature. *Austr Dent* 1994; 39: 28-32.
108. Frentzen M, Koort HJ, Thiensiri I. Excimer Lasers in Dentistry: Future Possibilities with Advanced Technology. *Quint Int* 1992; 23: 117-133.
109. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry*. 1st ed. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc. 1995; 61.
110. Yücel E, Delilbaşı E, Günhan Ö. Soft Lazerin Yara İyileşmesi Üzerine Etkisinin Histopatolojik Olarak İncelenmesi. *H.Ü. Dişhek Fak Derg* 1988; 12: 24-29.
111. Myers ML. The Effect of Laser Irradiation on Oral Tissues. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 395-397.
112. Pourreau-Schneider N, Soundry M, Remusat M, Franquin J, Martin PM. Modifications of Growth Dynamics and Ultrastructure After Helium-neon Laser Treatment of Human Gingival Fibroblasts. *Quint Int* 1989; 20: 887-893.
113. Burns T, Wilson M, Pearson EJ. Effect of Dentin and Collagen on the Lethal Photosensitization of *Streptococcus mutans*. *Caries Res* 1995; 29: 192-197.
114. Neev J, Liaw LL, Raney DV, Fujishige JT, Ho PD, Berns MW. Selectivity, Efficiency, and Surface Characteristics of Hard Dental Tissues Ablated With ArF Pulsed Excimer Lasers. *Lasers Surg Med* 1991; 11: 499-510.

115. Neev J, Stabholtz A, Liaw L, Torabinejad M, Fujishige JT, Ho P, Berns MW. Scanning Electron Microscopy and Thermal Characteristics of Dentin Ablated by a Short-Pulse XeCl Excimer Laser. *Lasers Surg Med* 1993; 13: 353-362.
116. Ferreira JM, Palamara J, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ. Effects Of Continuous-Wave CO₂ Laser On The Ultrastructure Of Human Dental Enamel. *Archs Oral Biol* 1989; 34: 551-562.
117. Feurstein O, Palanker D, Fuxbrunner A, Lewis A, Deutsch D. Effect of the ArF Excimer Laser on Human Enamel. *Lasers Surg Med* 1992; 12: 471-477.
118. Kantola S, Laine E, Tarna T. Laser-induced Effects on Tooth Structure. VI. X-ray Diffraction Study of Dental Enamel Exposed to a CO₂ Laser. *Acta Odontol Scand* 1973; 31: 369-379.
119. Meurman JH, Voegel JC, Rauhamaa-Makinen R, Gasser P, Thomann JM, Hemmerle J, Luomanen M, Paunio I, Frank RM. Effects of Carbon Dioxide, Nd:YAG and Carbon Dioxide-Nd:YAG Combination Lasers at High Energy Densities on Synthetic Hydroxyapatite. *Caries Res* 1992; 26: 77-83.
120. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, Histology and Crystallography of Human Dental Enamel Treated with Pulsed Low-Energy Infrared Laser Radiation. *Caries Res* 1987; 21: 411-426.
121. Oho T, Morioka T. A possible Mechanism of Acquired Acid Resistance of Human Dental Enamel by Laser Irradiation. *Caries Res* 1990; 24: 86-92.
122. Patel BC, Pearson GJ, Mills TN et al. Effects of CO₂ and Nd-YAG Laser Radiation on Human Dental Enamel. *Lasers Med Sci* 1988; 8: 249(Kaynak 165'den alınmıştır).
123. Jeffrey WM, Lawrenson B, Longbottom C, Saunders EM. CO₂ Laser Application to the Mineralized Dental Tissues- the Possibility of Iatrogenic Sequelae. *J Dent* 1990; 18: 24-30.
124. Arima M, Matsumoto K. Effects of ArF:Excimer Laser Irradiation on Human Enamel and Dentin. *Lasers Surg Med* 1993; 13: 97-105.
125. Cooper LF, Myers ML, Nelson DGA, Mowery AS. Shear Strenght of Composite Bonded to Laser-pretreated Dentin. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 45-49.

126. Kantola S. Laser Induced Effects on Tooth Structure. VII. X-ray Diffraction Study of Dentin Exposed to a CO₂ Laser. *Acta Odontol Scand* 1973; 31: 381-388.
127. Cernavin I. A Comparison of The Effects of Nd-YAG and Ho:YAG Laser Irradiation on Dentine and Enamel. *Austr Dent J* 1995; 40: 79-84.
128. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear Strength of Composite Bonded to Er:YAG Laser-prepared Dentin. *J Dent Res* 1996; 75: 599-605.
129. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. *J Endodontics* 1965; 19: 515-530.
130. Jeffrey WM, Lawrenson B, Saunders EM, Longbottom C. Dentinal Temperature Transients Caused by Exposure to CO₂ Laser Irradiation and Possible Pulpal Damage. *J Dent* 1990; 18: 31-36.
131. Arcoria CJ, Lippas MG, Speros P, Wagner MJ. Pulpal Effects of Argon:fluoride Excimer Laser Irradiation and Acid-etching of Rat Molar Enamel. *J Dent* 1992; 20: 100-107.
132. Powell GL, Morton TH, Whisenant BK. Carbon Dioxide Lasers in Preventive Dentistry-Safety Parameters. *J Dent Res* 1988; 67: 301 (abstract#1511).
133. Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. Thermal Effects of Continuous Wave CO₂ Laser Exposure on Human Teeth: An In Vitro Study. *J Endodontics* 1989; 15: 302-305.
134. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F et al. Preliminary Report on the Effect of the CO₂ Laser Beam on the Dental Pulp of the Macaca Mulatta Primate and the Beagle Dog. *J Endodontics* 1985; 11: 1-5.
135. Pecaro BC, Garehime WJ. The CO₂ Laser in Oral and Maxillofacial Surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1983; 41: 725-728.
136. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The Laser Gingivectomy. The Use of the CO₂ Laser for the Removal of Phenytoin Hyperplasia. *J Periodontol* 1985; 56: 492-496.
137. Frame JW. Carbon Dioxide Laser Surgery for Benign Oral Lesions. *Br Dent J* 1985; 158: 125-128.
138. Mintz S, Barak S, Horowitz I. Carbon Dioxide Laser Excision and Vaporization of Nonplunging Ranulas: A Comparison of Two Treatment Protocols. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52: 370-372.

139. RizoIU IM, Eversole LR, Kimmel AI. Effects of an Erbium, Chromium:yttrium, Scandium, Gallium, Garnet Laser on Mucocutaneous Soft Tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 82: 386-395.
140. Stabholz A, Kettering J, Neev J, Torabinejad M. Effects of the XeCl Excimer Laser on *Streptococcus mutans*. *J Endodontics* 1993; 19: 232-235.
141. Potts TV, Petrou A. Argon Laser Initiated Resin Photopolymerization for the Filling of Root Canals in Human Teeth. *Lasers Surg Med* 1991; 11: 257-262.
142. Powell GL, Whisenant BK. Comparison of Three Lasers for Dental Instrument Sterilization. *Lasers Surg Med* 1991; 11: 69-71.
143. Willenborg GC. Dental Laser Applications: Emerging to Maturity. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 309-313.
144. Morlock BJ, Pippin DJ, Cobb CM, Killey WJ, Rapley JW. The Effect of Nd-YAG Laser Exposure on Root Surface When Used as an Adjunct to Root Planing: An In Vitro Study. *J Periodontol* 1992; 63: 637-641.
145. Roberts-Harry DAI. Lasers in Orthodontics. *BJO* 1994; 21: 308-312.
146. Capman MB, Messer HH, ElDeeb ME. Pulpal blood Flow: a Study by Laser Doppler Flowmetry. *J Endodontics* 1990; 16: 194(abstract# 25).
147. Hafström-Björkman U, Sundström F, Jong EJ, Oliveby A, Angmar-Mansson B. Comparison of Laser Fluorescence and Longitudinal Microradiography for Quantitative Assessment of in vitro Enamel Caries. *Caries Res* 1992; 26: 241-247.
148. Hafström-Björkman U, Sundström F, ten Bosch JJ. Fluorescence in Dissolved Fractions of Human Enamel. *Acta Odontol Scand* 1991; 49: 133-138.
149. Hafström-Björkman U, Sundström F, Angmar-Mansson B. Initial Caries Diagnosis in Rat Molars, Using Laser Fluorescence. *Acta Odontol Scand* 1992; 49: 27-33.
150. Benedetto MD, Antonson DE. Use of CO₂ Laser for Visible Detection of Enamel Fissure Caries. *Quint Int* 1988; 19: 187-190.
151. Longbottom C, Pitts NB. CO₂ Laser and the Diagnosis of Occlusal Caries: in vitro Study. *J Dent* 1993; 21: 234-239.

152. Jong EJ, Sundström F, Westerling H, Tranaeus S, ten Bosch JJ, Angmar-Mansson B. A New Method for in vivo Quantification of Changes in Initial Enamel Caries with Laser Fluorescence. *Caries Res* 1995; 29: 2-7.
153. Stern RH, Sognaes RF. Laser Inhibition of Dental Caries Suggested by First Tests in vivo. *J Am Dent Assoc* 1972; 85: 1087-1090.
154. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Berg JH, Blankenau RL, Powell GL. Caries-like Initiation and Progression in Sound Enamel Following Argon Laser Irradiation: An in vitro Study. *J Dent Child* 1993; 60: 201-206.
155. Featherstone JDB, Nelson DGA. Laser Effects On Dental Hard Tissues. *Adv Dent Res* 1987; 1: 21-26.
156. Kantorowitz Z, Featherstone J, Fried D. Caries Prevention By CO₂ Laser Treatment: Dependency On The Number Of Pulses Used. *J Am Dent Assoc* 1998; 129: 585-591.
157. Westerman GH, Hicks J, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Argon Laser Irradiation in Root Surface Caries: In Vitro Study Examines Laser's Effects. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 401-407.
158. Tagomori S, Morioka T. Combined Effects of Laser and Fluoride on Acid Resistance of Human Dental Enamel. *Caries Res* 1989; 23: 225-231.
159. Goodman BD, Kaufman HW. Effects of an Argon Laser on the Crystalline Properties and Rate of Dissolution in Acid of Tooth Enamel in the Presence of Sodium Fluoride. *J Dent Res* 1977; 56: 1201-1207.
160. Fox JL, Yu D, Otsuka M, Higuchi WI, Powell G. Combined Effects of Laser Irradiation and Chemical Inhibitors on the Dissolution of Dental Enamel. *Caries Res* 1992; 26: 333-339.
161. Bahar A, Tagomori S. The Effect of Normal Pulsed Nd-YAG Laser Irradiation on Pits and Fissures in Human Teeth. *Caries Res* 1994; 28: 460-467.
162. Stewart L, Powell GL, Wright S. Hydroxyapatite Attached by Laser: A Potential Sealant for Pits and Fissures. *Oper Dent* 1985; 10: 2-5.
163. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *J Am Dent Assoc* 1965; 70: 600-606.
164. Myers TD, Myers WD. The Use of A Laser for Debridement of Incipient Caries. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 776-779.

165. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle WS, Hulscher BE, Rose CL. Effects of Pulsed Nd-YAG Laser Energy on Human Teeth: A Three-Year Follow-up Study. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 45-51.
166. Bassi G, Chawla S, Patel M. The Nd:YAG Laser in Caries Removal. *Br Dent J* 1994; 177: 248-250.
167. Goodman BD, Gwinnett AJ. A Comparison of Laser and Acid-etch Human Enamel. *Archs Oral Biol* 1977; 22: 215-220.
168. White JM, Goodis HE, Asbill SR. Orthodontic Bracket Bond Strength to Nd:YAG Laser Etched Enamel. *J Dent Res* 1991; 70: 297(abstract# 252).
169. Walsh LJ. Split-mouth Study of Sealant Retention with Carbon Dioxide Laser Versus Acid Etch Conditioning. *Austr Dent J* 1996; 41: 124-127.
170. Dederich D, Hinkelman K, Albert A, Tulip J. Effects of Carbon Dioxide Laser on Dentinal Bonding. *J Dent Res* 1989; 68: 868(abstract#10).
171. Seekamp C, Erti T, Lösche GM, Roulet JF, Müller G. The Influence of Excimer Laser Pretreatment on Dentin Adhesion. *J Dent Res* 1992; 71: 140(abstract#278).
172. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL. Application of the Argon Laser to Dentistry. *Lasers Surg Med* 1991; 11: 495-498.
173. Severin C, Maquin M. Argon Ion Laser Beam as Composite Resin Light Curing Agent. In *Laser in Dentistry Chicago*. Elsevier science publishing. 1989; 241-246(Kaynak 19'dan alınmıştır).
174. Puckett A, Bennett B. Laser Photopolymerization of Dental Composites, Presented to Mississippi Academy of Science 1992 (Kaynak 19'dan alınmıştır).
175. Blankenau RJ, Taylor MH, Powell GL, Barkmeier WW. Microleakage of Dental Sealants Cured with an Argon Laser. *J Dent Res* 1990; 69: 228(abstract#959).
176. Walsh LJ. Clinical Evaluation of Dental Hard Tissue Applications of Carbon Dioxide Lasers. *J Clin Laser Med Surg* 1994; 12: 11-15.
177. Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ. Bonding of Resin Composite to Carbon Dioxide Laser-modified Human Enamel. *Dent Mater* 1994; 10: 162-166.
178. Fitchie JG, Puckett AD, Reeves GW, Hembree JH. Microleakage of a New Dental Adhesive Comparing Microfilled and Hybrid Resin Composites. *Quint Int* 1995; 26: 505-510.

179. Tetric Instruction Guide. Vivadent Ets.Schaan, Liechtenstein.1995.
180. Heywood VH. Scanning Electron Microscopy: Systematic Evolutionary Applications. London, Academic Press.1971; 137.
181. Sümbüloğlu K, Sümbüloğlu V. Biyoistatistik. Ankara, Hatiboğlu Yayınevi.1990; 58,121,125.
182. Eriksen HM, Buonocore MG. Marginal Leakage with Different Composite Restorative Materials in vitro. Effect of Cavity Design. J Oral Rehabil 1976; 3: 315-322 (Kaynak 184'den alınmıştır).
183. Schneider PM. The Effect of Enamel Surface Reduction in vitro on the Bonding of Composite Resin to Permanent Human Enamel. J Dent Res 1981; 60: 895-900.
184. Cheung GSP. A Scanning Electron Microscopic Investigation on the Acid-etched Cervical Margin of Class II cavities. Quint Int 1990; 21: 299-302.
185. Retief DH, Woods E, Jamison HC. Effect of Cavosurface Treatment on Marginal Leakage in ClassV Composite Resin Restorations. J Prosthet Dent 1982; 47: 496-501.
186. Owens BM, Halter TK, Brown DM. Microleakage of Tooth-colored Restorations with a Beveled Gingival Margin. Quint Int 1998; 29: 356-361.
187. Smith GA, Wilson NHF, Wilson MA. A Comparison of Two Different Cavity Margins Used with a Posterior Composite Restorative-2Year Data. J Dent Res 1986; 65: 303(abstract#1205).
188. Fernandes CP, Chevitarese O. The Orientation and Direction of Rods in Dental Enamel. J Prosthet Dent 1991; 65: 793-800.
189. Lacy AM. A Critical Look at Posterior Composite Restorations. J Am Dent Assoc 1987; 114: 357-362.
190. Cheung GSP. Reducing Marginal Leakage of Posterior Composite Resin Restorations: A review of Clinical Techniques. J Prosthet Dent 1990; 63: 286-288.
191. Taylor MJ, Lynch E. Marginal Adaptation. J Dent 1993; 21: 265-273.
192. 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 1992; 17: 186-191.

193. Zidan O, Gomez-Marin O, Tsuchiya T. A Comparative of the Effects of Dentinal Bonding Agents and Application Techniques on Marginal Gaps in Class V Cavities. *J Dent Res* 1987; 66: 716-721.
194. Kreji I, Lutz F. Mixed ClassV Restorations: the Potential of a Dentine Bonding Agent. *J Dent* 1990; 18: 263-270.
195. Eakle WS, Ito RK. Effect of Insertion Technique on Microleakage in Mesio-occlusodistal Composite Resin Restoration. *Quint Int* 1990; 21: 369-374.
196. Coli P, Brannström M. The Marginal Adaptation of Four Different Bonding Agents in ClassII Composite Resin Restorations Applied in Bulk or in Two Increments. *Quint Int* 1993; 24: 583-591.
197. Hansen EK. Effect of Cavity Depth and Application Technique on Marginal Adaptation of Resins in Dentin Cavities. *J Dent Res* 1986; 65: 1319-1321.
198. Tjan AHL, Bergh B, Linder C. Effect of Various Incremental Techniques on the Marginal Adaptation of ClassII Composite Resin Restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 62-66.
199. Tanrıverdi F, Belli S, Başbozkurt N. Islak ve Kuru Polisajın Kompozit Restorasyonların Mikrosızıntısına olan Etkisi. *S.Ü. Dişhek Fak Derg* 1996; 6: 34-37.
200. Yu XY, Wiecekowski G, Davis EL et al. The Influence of Finishing Technique on Microleakage. *J Esthetic Dent* 1990; 2: 142-144(Kaynak 191'den alınmıştır).
201. Dodge WW, Dale RA, Cooley RL et al. Comparison of Wet and Dry Finishing of Resin Composites with Aluminium oxide discs. *Dent Mater* 1991; 7: 18-20.
202. Davidson CL, Duysters PPE, DeLange C. et al. Structural Changes in Composite Surface Materials After Dry Polishing. *J Oral Rehabil* 1981; 8: 431-438(Kaynak 191'den alınmıştır).
203. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SHY. Comparison of Three Methods of Critical Evaluation of Microleakage Along Restorative Interfaces. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 575-585.
204. Crim GA, Mattingly SL. Evaluation of Two Methods for Assessing Marginal Leakage. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 160-163.
205. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The Effect of Thermocycling in Microleakage Analysis. *Dent Mater* 1992; 8: 181-184.

206. Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: The Effect of Storage and Cycling Duration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 574-576.
207. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of Four Thermocycling Techniques. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 50-53.
208. Martin FE, Bryant RW. Adaptation and Microleakage of Composite Resin Restoration. *Austr Dent* 1984; 29: 362.
209. Chan DCN, Reinhardt JW, Boyer DB. Composite Resin Compatibility and Bond Longevity of a Dentin Bonding Agent. *J Dent Res* 1985; 64: 1402-1404.
210. Tani Y, Suzuki K, Hamada T, Yuasa S. Relationship Between Curing Shrinkage of Matrix-monomer and Marginal Leakage of Composite Resins. *J Dent Res* 1985; 64: 179(abstract#41).
211. Munksgaard EC, Itoh K, Jorgensen KD. Dentin-Polymer Bond in Resin Fillings Tested in vitro by Thermo- and Load-cycling. *J Dent Res* 1985; 64: 144-146.
212. Dumsha T, Biron G. Inhibition of Marginal Leakage with a Dentin Bonding Agent. *J Dent Res* 1984; 63: 1255-1257.
213. Going RE. Reducing Marginal Leakage: a Review of Materials and Techniques. *J Am Dent Assoc* 1979; 99: 646-651.
214. Blunck U, Roulet JF. In vitro Marginal Quality of Dentin-bonded Composite Resins in Class V Cavities. *Quint Int* 1989; 20: 407-412.
215. Silverstone LM. Fissure Sealants: Laboratory Studies. *Caries Res* 1974; 8: 2-26(Kaynak 40'dan alınmıştır).
216. Soetopo A, Beech DR, Hardwick JL. Mechanism of Adhesion of Polymers to Acid-etched Enamel. Effect of Acid Concentration and Washing on Bond Strength. *J Oral Rehabil* 1978; 5: 69-80.
217. Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC. An Optimal Concentration of Phosphoric Acid as an Etching Agent. Part 1. Tensile Bond Strength Studies. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 48-51.
218. Glasspoole EA, Erickson RL. Effect of Acid Etching and Rinsing Times on Composite to Enamel Bond Strength. *J Dent Res* 1986; 65: 285(abstract#1046).
219. Brannström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of Young Permanent Teeth With an Acid Gel. *Am J Orthod* 1982; 82: 379-383.

220. Brannström M, Nordenvall KJ. The Effect of Acid Etching on Enamel, Dentin, and the Inner Surface of the Resin Restoration: A Scanning Electron Microscopic Investigation. *J Dent Res* 1977; 56: 917-923.
221. Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RG, Newcombe RG. A Clinical Study of Amount of Adhesive Remaining on Enamel After Debonding, Comparing Etch Times of 15 and 60 Seconds. *Am J Orthod Dent Orthop* 1981; 95: 415-421.
222. Beech DR, Jalalay T. Bonding of Polymers to Enamel: Influence of Deposits Formed During Etching, Etching Time and Period of Water Immersion. *J Dent Res* 1980; 59: 1156-1162.
223. Holtan JR, Nystrom GP, Phelps RA, Anderson TB, Becker WS. Influence of Different Etchants and Etching Times on Shear Bond Strength. *Oper Dent* 1995; 20: 94-99.
224. Crim GA, Shay JS. Effect of Etchant Time on Microleakage. *J Dent Child* 1987; 54: 339-340.
225. Pashley DH. Smear Layer: Physiological Considerations. *Oper Dent* 1984; (suppl 3): 13-29.
226. Brannström M. Smear Layer: Pathological and Treatment Considerations. *Oper Dent* 1984; (suppl 3): 35-42.
227. Kurosaki N, Kubota M, Yamamoto Y, Fusayama T. The effect of etching on the dentin of the clinical cavity floor. *Quint Int* 1990; 21: 87-92.
228. Brannström M. Dentin and Pulp in Restorative Dentistry Nacka, Sweden: Dental therapeutics AB. 1981(Kaynak 66'dan alınmıştır).
229. Mount GJ. Glass Ionomer Cements: Clinical Considerations In Clark's *Clinical Dentistry* 1990; 4: 1-24(Kaynak 66'dan alınmıştır).
230. Kanca J. One-year Evaluation of a Dentin-enamel Bonding System. *J Esthet Dent* 1990; 2: 77-80(Kaynak234'den alınmıştır).
231. Hembree JH. In Vitro Microleakage of a New Dental Adhesive System. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 442-445.
232. Gwinnnett AJ, Dickerson WG, Yu S. Dentin Bond Shear Strength and Microleakage for Syntac/Heliomolar: A Comparison Between The Manufacturer's and Total Etch Technique. *J Esthet Dent* 1992; 4: 164-168.
233. Bulucu BA, Esener İT, Tanrıverdi F. Üç Nesil Yeni Dentin Bonding Sisteminin Kavite Kenar Sızıntısına Etkisinin Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. *S.Ü. Dişhek Fak Derg* 1995; 2: 127-131.

234. Swift EJ, LeValley BD. Microleakage of Etched-dentin Composite Resin Restorations. *Quint Int* 1992; 23: 505-508.
235. Gordon M, Plasschaert AJM, Saiku JM, Pelzner RB. Microleakage of Posterior Composite Resin Materials and an Experimental Urethane Restorative Material, Tested in vitro Above and Below the Cementoenamel Junction. *Quint Int* 1986; 17: 11-15.
236. Airoidi RL, Krejci I, Lutz F. In Vitro Evaluation of Dentinal Bonding Agents in Mixed Class V Preparations. *Quint Int* 1992; 23: 355-362.
237. Tsai YH, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK. A Comparative Study: Bond Strength and Microleakage With Dentin Bonding Systems. *Oper Dent* 1990; 5: 53-60.
238. Kanca J. Microleakage of Five Dentin Bonding Systems. *Dent Mater* 1989; 5: 415-416.
239. Amsberry W, Fraunhofer JA, Hoots J, Rodgers H. Marginal Leakage of Several Acid-etch Composite Resin Restorative Systems. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 647-653.
240. Welsh EL, Hembree JH. Microleakage at the Gingival Wall with Four Class V Anterior Restorative Materials. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 370-372.
241. Phair CB, Fuller JL. Microleakage of Composite Resin Restorations with Cementum Margins. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 361-364.
242. Hilton TJ, Schwartz RS, Ferracane JL. Microleakage of Four Class II Resin Composite Insertion Techniques at Intraoral Temperature. *Quint Int* 1997; 28: 135-144.
243. Arcoria CJ, Steele RE, Wagner MJ, Judy MM, Matthews JL, Hulst DF. Enamel Surface Roughness and Dental Pulp Response to Coaxial Carbon Dioxide-Neodymium: YAG Laser Irradiation. *J Dent* 1991; 19: 85-91.
244. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A Comparison of Surface Roughness and Composite/enamel Bond Strength of Human Enamel Following the Application of the Nd-YAG Laser and Etching with Phosphoric Acid. *Dent Mater* 1997; 13: 51-55.
245. Altshuler BD, Ussery D, Marker VA, Dechow PC. Shear Bond Strength: A Comparison of Lasers vs Acid-etch. *Dent Mater* 1990; 345(abstract#1307).
246. Melendez EJ, Arcoria CJ, Dewald JP, Wagner MJ. Composite/Enamel Bond Strength Using Multiple Lasers vs Acid-Etching. *J Dent Res* 1991; 70: 571(abstract#2444).

247. Roberts-Harry DP. Laser Etching of Teeth for Orthodontic Bracket Placement: A Preliminary Clinical Study. *Laser Surg Med* 1992; 12: 467-470.
248. White JM, Goodis HE, Rose CM, Khosrovi PM. Shear Bond Strength of Nd:YAG Laser Treated Dentin. *J Dent Res* 1991; 70: 397(abstract#1048).
249. Seekamp C, Lösche GM, Roulet JF. The Influence of Laser Pretreatment on Dentin Adhesion. *J Dent Res* 1991; 70: 394 (abstract#1027).
250. Shaw PR, Dummett CO, Sarkar NK, Lancaster DM. Effect of a Nd-YAG Laser Treatment on Dentin-Resin Shear Bond. *J Dent Res* 1993; 72: 131(abstract#222).
251. Poulsen J, Dhuru V, Ferguson D, Kittleson R, Strenger J. Orthodontic Bond Strength After Etching Enamel With CO₂ Laser. *J Dent Res* 1993; 72: 176(abstract#579).
252. MacDonald R, Lobb W, Boran T, Nichols M. The Bonding/Failure Characteristics of Orthodontic Brackets Using Laser Etching. *J Dent Res* 1994; 73: 198(abstract#769).
253. Liesenhoff T, Bende T, Lentz H, Seiler T. Abragen von Zahnartsubstanzen mit Excimer-Laserstrahlen. *Dtsch Zahnarztl Z* 1989; 44: 426-430(Kaynak 124'den alınmıştır).
254. Green H, Boll J, Parrish JA, et al. Cytotoxicity and Mutagenicity of Low Intensity, 248 and 193 nm Excimer Laser Radiation in Mammalian Cells. *Cancer Res* 1987; 47: 410-413.

ÖZGEÇMİŞ

Dt. A.Rüya Yazıcı, 19.06.1969 Ankara doğumludur. İlk ve orta öğrenimini Kdz.Ereğli'sinde tamamlamıştır. 1986 yılında H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi'nde yüksek öğrenimine başlamış, 1992 yılında mezun olmuştur. Aynı yıl H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı'nda doktora öğrenimine başlamıştır. 1995 yazında, Rhein Friedrich-Wilhems Üniversitesi'nde Prof. Dr. Matthias Frentzen'in yanında tez çalışmasını yapmıştır. 1996 yılında Araştırma Görevlisi kadrosuna atanmıştır. Halen bu görevine devam etmektedir.

