

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**YENİ GELİŞTİRİLEN ER,CR:YSGG LAZER SİSTEMİNİN SÜT DİŞİ
DENTİN DOKUSUNDA İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt.Fatih ÖZNURHAN

TEZ YÖNETİCİSİ
Prof.Dr. Ayşegül ÖLMEZ

ANKARA
Mayıs 2008

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

DOKTORA/YÜKSEK LİSANS TEZ SAVUNMA SINAV TUTANAĞI

Öğrencinin Adı Soyadı : Dt.Fatih ÖZNURHAN
Anabilim Dalı : Pedodonti
Sınav Tarihi : 16.05.2008
Tez Konusu : Yeni geliştirilen Er.Cr:YSGG lazer sisteminin süt dişi
dentin dokusunda in vitro olarak değerlendirilmesi

KARAR : Yukarıda belirtilen tarihte yapılan Tez Savunma Sınavı sonucunda
Yukarıda konusu belirtilen tezin

Düzeltilmesine :
Kabulüne : +
Reddine :

Oybirliği/Oyçokluğu ile karar verilmiştir.

GEREKÇE


ÜYE
Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ

JÜRİ BAŞKANI
Prof. Dr. Nese AKAL


ÜYE
Prof. Dr. Seval ÖLMEZ


ÜYE
Prof. Dr. Özlem TULUNOĞLU


ÜYE
Yard. Doç. Dr. Haluk BODUR

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	I
İÇİNDEKİLER	II
RESİMLER, TABLOLAR	IV
ŞEKİLLER	V
SEMBOLLER, KISALTMALAR	VI
ÖNSÖZ	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 HİBRİT TABAKASI	4
2.1.1 Hibrit Tabakasının Oluşumu	4
2.1.2 Hibrit Tabakasının Özellikleri	5
2.2 AİR-ABRAZYON YÖNTEMİ	6
2.3 ASİTLE PÜRÜZLENDİRME	6
2.4 DENTİN BONDİNG AJANLAR	10
2.4.1 Dentin Bonding Ajanların Sınıflandırılması:	10
2.4.1.1 A- Üretim Tarihlerine Göre:	10
2.4.1.2 B- Klinik Kullanım Aşamalarına Göre	10
2.4.1.3 C- Uygulama Şekillerine Göre	10
2.4.1.4 D. Dentine Bağlanma Kuvvetlerine Göre	11
2.4.2 Bonding Ajanların Gelişimi	11
2.4.2.1 Birinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar	11
2.4.2.2 İkinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar	11
2.4.2.3 Üçüncü Nesil Dentin Bonding Ajanlar	11
2.4.2.4 Dördüncü Nesil Dentin Bonding Ajanlar	11
2.4.2.4.a- Üç Basamaklı Uygulamalar	11
2.4.2.4.b- İki Basamaklı Uygulamalar:	12
2.4.2.5 Beşinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar	13
2.4.2.6 Altıncı Nesil Dentin Bonding Ajanlar	13
2.4.2.7 Yedinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar	13
2.5 LAZER	17
2.5.1 Lazer Türleri	17
2.5.1.1 Yumuşak Doku Lazerleri	17
2.5.1.2 Sert Doku Lazerleri	17
2.5.2 Diş Hekimliğinde Lazer	19
2.5.2.1 Lazerin Diş hekimliğine Getirdiği Avantajlar	19
2.5.2.2 Lazerin Diş hekimliğine Getirdiği Dezavantajlar	20
2.5.3 Erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet (Er,Cr:YSGG) LAZER	23
2.5.3.1 Er,Cr:YSGG Lazer Sisteminin Diş Hekimliğinde Diğer Kullanım Alanları	24
2.5.3.1 a-Sert Dokuda Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımı	24
2.5.3.1 b-Yumuşak Dokuda Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımı	25
2.6 MİKROSİZINTI	28

2.7 NANOSIZINTI	31
2.7.1 Nanosızıntı Tipleri	31
2.7.1.1 Ağsı Yapıda (Retiküler) Nanosızıntı	31
2.7.1.2 Benekli Yapıda (Spotted) Nanosızıntı	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1 Kavitelerin Hazırlanması	35
3.2 Kavitelerin Asitle Pürüzlendirilmesi	37
3.3 Bonding Ajan Uygulanması	38
3.4 Rezin Restorasyon	39
3.5 Örneklerin Hazırlanması	40
3.6 Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işınları Spektroskopisi ile (SEM-EDX) İncelenmesi	43
3.7 İstatistiksel Değerlendirme	44
4. BULGULAR	45
4.1 Örneklerin SEM ve SEM-EDX İncelemeleri	45
4.1.1 Lazer Grubu (Grup 1) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri	45
4.1.2 Lazer+Asit Grubu (Grup 2) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri	47
4.1.3 Frez Grubu (Grup 3) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri	49
4.1.4 Frez+Asit Grubu (Grup 4) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri	51
4.2 Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesi	54
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ	82
7. ÖZET	84
8. SUMMARY	86
9. KAYNAKLAR	88
10. ÖZGEÇMİŞ	101

RESİMLER, TABLOLAR

RESİMLER:

Resim 1. Lazer Aleti	36
Resim 2. Asitle Pürüzlendirme Ajanı	37
Resim 3. Dentin Bonding Ajan	38
Resim 4. Kompozit Rezin	39
Resim 5. Kesme Cihazı	40
Resim 6. Parlatma Cihazı	41
Resim 7. Elmas Pasta	41
Resim 8. SEM Cihazı	43
Resim 9. Grup 1'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Çizgisel Tarama Görüntüsü	45
Resim 10. Grup 2'ye Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü ve Hibrit Tabakasının Kalınlığının Ölçülmesi	47
Resim 11. Grup 3'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü	49
Resim 12. Grup 4'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü ve Hibrit Tabakasının Kalınlığının Ölçülmesi	51
Resim 13. Er,Cr:YSGG Lazer ile Kavite Preperasyonu Yapılan Bir Örnekte Mikro-çatlak Oluşumu ve Kavite Yüzeyinin Girintili Çıkıntılı Oluşu	54
Resim 14. Grup 1'den Alınan Bir Örnekte Rezin Tag'ların Kopma Görüntüsü	55
Resim 15. Lazer Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü	57
Resim 16. Grup 2'den Alınan Bir Örnekte Rezin Tag'ların Oluşumu	58
Resim 17. Ag İyonlarının Dentin Tübülleri İçerisine Penetrasyonu	59
Resim 18. Lazer+asit Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü	60
Resim 19. Frez Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü	62
Resim 20. Smear Tabakası Oluşumu Gösteren Bir Örnek	64
Resim 21. Frez+asit Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü	65

TABLolar

Tablo 1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Tipleri ve Dalga Boyları	21
Tablo 2. Lazer+asit Grubunun (Grup 2) Hibrit Tabakası Kalınlıklarının ve Ag İyon Miktarlarının Ölçümleri	48
Tablo 3. Grup 2 ve Grup 4'ün Hibrit Tabakası Kalınlığı ve Ag İyon Miktarlarının İstatistiksel Değerlendirmesi	48
Tablo 4. Frez+asit Grubunun (Grup 4) Hibrit Tabakası Kalınlıklarının ve Ag İyon Miktarlarının Ölçümleri	52

ŞEKİLLER

Şekil 1. Grup 1'e Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi ile Değerlendirilmesi	46
Şekil 2. Grup 2'ye Ait Bir Örneğin SEM-EDX Analizi	47
Şekil 3. Grup 3'e Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi ile Değerlendirilmesi	50
Şekil 4. Grup 4'e Ait Bir Örneğin SEM-EDX Analizi	51
Şekil 5. Grup 1'den Alınan Bir Örnekte Çizgisel Tarama	56
Şekil 6. Lazer+asit Grubuna Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi	61
Şekil 7. Frez Grubuna Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi	63

SEMBOLLER, KISALTMALAR

Lazer (Laser). Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

CO₂: Karbondioksit

Nd:YAP. Neodymium: yttrium-aluminium-pevroskite

Nd:YAG. Neodymium: yttrium-alimunium-garnet

Ho:YAG. Holmium: yttrium-aluminum-garnet

Er:YAG. Erbium: yttrium-aluminum-garnet

Er,Cr:YSGG. Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet

MPa. Megapaskal

NPG-GMA. N-fenilglisin glisidilmetakrilat

Bis-GMA. Bisfenol A-glisidil metakrilat

HeNe. Helyum-Neon

GaAs. Galyum-Arsenid

GaAlAs. Galyum-alüminyum-arsenid

°C. Santigrat Derece

ArF. Argon-flor Excimer

KrF. Kripton-flor Excimer

XeCl. Zenon klorür Excimer

FDA. Food and Drug Association

SEM/EDX. Scanning electron microscopy/ Energy Dispersive X-ray Spectrometry

TEM. Transmission electron microscopy

FEI-SEM. Field emission in lens-scanning electron microscopy

NaOCl. Sodyum hipoklorit

mm². Milimetre kare

mm. Milimetre

µm. Mikrometre

Hz. Hertz

W. Watt

J/cm². Joule/santimetrekare

sn. Saniye

sa. Saat

dk. Dakika

SPSS. Statistical Packages for Social Sciences

Ca. Kalsiyum

Si. Silisyum

Ag. Gümüş

C. Karbon

EDTA. Etilendiamintetrasidik asit

HEMA. Hidroksietil metakrilat

MA. Metakrilik asit

MMA. Metil metakrilat

HEMA. Hidroksietil metakrilat

MET. Metakriloksietil trimellitik asit

AET. Akriloksietil trimellitat anhidrit
MDP. Metakriloksidesil dihidrojenfosfat
phenyl-P. Fenil hidrojen fosfat
O. Oksijen
Al. Alüminyum

ÖNSÖZ

Tezimin kurgulanmasında, daha sonraki aşamalarında ve doktora eğitimim boyunca yardımlarını, desteğini ve sabrını, hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ'e,

Çalışmalarım sırasındaki yardımlarından dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. Tezer ULUSU ve Prof. Dr. Nurhan ÖZTAŞ'a,

Lazer üniti kullanmamızı sağlayan Sn. Enver ATALI'ya,

SEM değerlendirmelerinde yardımlarından dolayı Yard.Doç.Dr. Ahmet GÜRAL'a,

Tezimin gerçekleştirilmesi sırasındaki yardımlarından dolayı ağabeylerim Dr. Çağdaş ÇINAR ve Dr. Mesut E. ODABAŞ'a, arkadaşlarım Dt. Elif SUNGURTEKİN, Dt. Tamer TÜZÜNER, Dt. R. Ebru Tirali, Dt. Özgül BAYGIN, Dt. Mehmet BANİ, Dt. Ceren DEVECİ, Dt. Suat ÖZCAN'a,

Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma, asistanlığım boyunca çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenimize, bilgi işlem yetkilimize ve bölüm sekreterimize,

Doktora eğitimim süresince hep yanımda olan Zeynep ÖZNURHAN, sevgili eşim Latife ÖZNURHAN ve desteğini esirgemeyen ablam ve babama,

TEŞEKKÜR EDERİM.

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, yüzyıllardır tedavisinin getirdiği zorluklar ve buna bağlı olarak hastalarda oluşturduğu hekim korkusu nedeniyle zamanında tedavi edilememektedir. Hastaların tedavi öncesi ve sırasında duydukları korku ve endişenin temelini; işlem sırasında anestezi amacıyla kullanılan enjektör ve değişik devir sayısı içeren aletlerin çıkardığı ses, ısı, vibrasyon ve uygulama sırasında yapılan basıncın oluşturduğu bilinmektedir. Yaygın olarak kullanılan dönen aletler pulpa üzerinde yan etkiler oluşturabilmekte, sağlam diş dokusunun gereksiz yere kaybına neden olarak pulpa-dentin kompleksinin rejeneratif etkisini azaltmaktadır. Bu olumsuz etkilerin elimine edilmesi, korku ve endişenin ortadan kaldırılması ve sağlam diş dokusunun gereksiz yere kaybının önlenmesi amacıyla el aletleri ile ekskavasyon, air-abrazyon, sono-abrazyon, kemo-mekanik yolla çürük uzaklaştırma yöntemi yanında lazer gibi daha güncel alternatif metotlar gündeme gelmiştir. Bu sayede çürük diş dokusu diş yüzeyinden uzaklaştırılırken, “extension for prevention” ‘koruma amacıyla genişletme’ kuralından bağımsız kalınarak gereksiz diş dokusu uzaklaştırılmasından kaçınılmış olunmaktadır.

Bir materyalin diş bağlanma kuvveti ve sızıntı özelliği restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerdir. Klinik olarak başarılı bir restorasyon için rezin dentin birleşim yüzeyinde iyi bir adezyonun sağlanamaması, restorasyon kenarında açıklığa ve bu da zamanla marjinalde kırılmaya, dentin hassasiyetine, tekrarlayan çürüğe ve pulpal irritasyona sebep olabilir. Sızıntının engellenmesi restorasyonların uzun ömürlü olması için çok önemlidir. Özellikle çocuk diş hekimliğinde kullanılan materyalin kaviteye çabuk ve kolayca yerleştirilmeleri, ideal klinik şartlarının sağlanamadığı durumlarda bile diş yapılarına bağlanmaları ve en düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olması beklenmektedir.¹ Diş hekimliğinde, diş yapısına bağlanma en çok mekanik adezyon ile meydana gelmektedir. Dentine adezyon için farklı yöntemler bulunmaktadır. Asitle pürüzlendirme, bonding ajan uygulamaları, air-abrazyon ve lazer dentin yüzey koşullarını değiştirerek bağlanmayı arttırmayı amaçlamaktadır.²⁻⁴

Erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet (Er,Cr:YSGG) lazer sistemi ile uygulanan tüm tedavilerin geleneksel aletler kullanımı ile gündeme gelen basınç, titreşim, ses gibi etkileri elimine ettiği bildirilmektedir. Er,Cr:YSGG lazer sisteminde hasta, aletin dişine temas ettiğini hissetmemekte ve bu nedenle konvansiyonel frez sistemindeki basınç, sürtünme, vibrasyon, aletin sesi, ısı gibi

dezavantajlarından dolayı oluşabilecek korku, endişe ve ağrı hissi elimine edilmektedir.⁵⁻¹⁴

Er,Cr:YSGG lazer sisteminin bir diğer avantajı da diş yüzeyinde oluşan smear tabakasını elimine etmesi ve pürüzlendirme etkinliği oluşturmaktır. Yapılan çalışmalarda lazer sisteminin kavite preperasyonu sırasında smear tabakası oluşturmadığı, diş sert doku yüzeylerinde çatlak oluşturmaktan ve dokuya zarar vermeden pürüzlendirme sağladığı bildirilmiştir.^{15,16} Lazerin sağladığı bu pürüzlendirme etkisinin asitle pürüzlendirmeye karşı bir alternatif olabileceği bildirilmiştir.¹⁶⁻²³ Bu etki ile restorasyon işlemi sırasında asitle pürüzlendirme basamağını elimine edileceği ve bu eliminasyonun çocuk hastada tedavi süresini kısaltacağı düşünülmektedir.

Ancak Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan süt dişi çalışmaları sınırlı sayıdadır. Yapılan bu çalışmalarda Er,Cr:YSGG lazerin süt dişlerinde ağrı oluşturmadağı, dentin dokusunda karbonizasyon, smear tabakası oluşturmadağı, dentin tübüllerinin ekspozé olduğu, yaptığı yüzey pürüzlendirmesinin yeterli olduğu bildirilmiştir.^{7,8,10,17,24} Kullanılan bu lazer sisteminin turlu sistemler gibi ısı, ses, basınç, titreşim, ağrı oluşturmaması, smear tabakası oluşturmaması ve pürüzlendirme etkinliğinin olması çocuk diş hekimliğinde büyük bir avantaj oluşturmaktadır.¹⁰

Adeziv rezin ile tamamen doldurulamayan ve submikron seviyesinde olan boşluklardan bakteri geçişi mümkün değildir fakat su ve bakteriyel ürünler, (asitler, proteolitik, hidrolitik enzimler) diş-restorasyon arasına nüfuz edebilirler. Sano ve arkadaşları²⁵ oluşan bu boşluklardan sadece küçük moleküllerin geçebileceğini bildirmiş ve oluşan bu sızıntıyı nanosızıntı olarak adlandırmıştır. Nanosızıntı terimi restorasyonların dentin marjinlerinde oluşan spesifik bir sızıntı çeşidi olarak tarif edilmiştir ve nanosızıntı mikrosızıntıdan bağımsızdır. Nanosızıntı, hibrit tabakası içerisine ya da hibrit tabakasına komşu pöröziteler içerisine oral ve pulpal sıvıların (örneğin asitler) penetrasyonuna izin veren asitle pürüzlendirme işlemi sonucunda oluşmaktadır. Penetrasyon miktarı bonding ajan tipi ve uygulama tekniğinin farklı parametrelerine (pürüzlendirme zamanı, dentin nemliliği) bağlıdır.²⁶

Yapılan birçok çalışmada lazerin oluşturduğu yüzey morfolojisi ve rezin dentin ara yüzeyi incelenmiştir fakat nanosızıntı çalışması çok az sayıdadır. Araujo ve arkadaşları²⁷ yaptıkları çalışmada, konvansiyonel frez ve lazer sistemi ile hazırlanan kavitelerdeki mikrosızıntıyı ve nanosızıntıyı incelemişlerdir. Çalışmalarında tüm

yüzeylerde sızıntı oluştuğunu, konvansiyonel sistemle hazırlanan kavitelerdeki mikrosızıntı ve nanosızıntı skorlarının istatistiksel olarak daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Sunulan bu çalışmanın amacı süt dişlerinde lazer ve konvansiyonel frez yöntemi ile kavite hazırlanması sonrası asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan kavitelerde yüzey morfolojisinin değerlendirilmesi ve hibrit tabakasının kalınlığının ve içerisindeki gümüş iyon miktarıyla belirlenen nanosızıntının karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Adezyon farklı maddelerin atomları ve molekülleri arasındaki çekim anlamına gelmektedir. Adezyonu meydana getiren maddeye 'adeziv', adezivin uygulandığı maddeye 'aderent' denir. Adezyon girintili çıkıntılı yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. İyi bir adezyonun koşulu aderent ve adeziv arasında çok yakın yüzeyler arası değimin sağlanmasıdır. Yüzeyin temiz olmaması, herhangi bir artık tabaka varlığı bu iki yapının yaklaşmasını engelleyecek ve adezyonu olumsuz etkileyecektir.

2.1 HİBRİT TABAKASI

Mikrosızıntının en önemli sebeplerinden biri restoratif materyalin diş yapısına zayıf adaptasyonudur. Bir diğer sebep ise restoratif materyalin yerleştirilmesinin ardından fiziksel ve kimyasal değişikliklere bağlı olarak materyalin büzülmesidir. Kompozit rezinin ısıl genleşme katsayısı, dişin sert dokularından farklıdır. Bu nedenle sertleşirken oluşan büzülme, ısıl özellikler, fonksiyonel stres gibi sebepler ile ortaya çıkabilecek sızıntıyı engellemek oldukça zordur. Asit uygulanmış, başka bir deyişle demineralize olmuş dentindeki artık smear tabakası arasından geçen primer, eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollajenler çevresinde ağ biçiminde 1-5 mikrometre (μm) kalınlığında bir tabaka oluşturur. Nakabayashi tarafından tanımlanan, kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya "hibrit tabaka", oluşum sürecine de "hibridizasyon" adı verilmiştir.^{1,28-31} Oluşan bu tabaka dentin yüzeyini tamamen örtmekte, sıvı akışını engellemektedir ve böylece sızıntının önüne geçileceği ve dentin hassasiyetinin giderileceği savunulmuştur. Fakat smear tabakanın kaldırılması ile bakteri ve toksinlerin pulpaya ulaşabilmesi kolaylaşırken açılan kanalcık ağzları nedeniyle dentin lenfi akışının hızlandığı ve duyarlılığın arttığı ileri sürülmektedir.³⁰

2.1.1 Hibrit Tabakasının Oluşumu

Demineralize edilen dentin matriksi içerisindeki kollajen fibrillerin açığa çıkması sonucunda, intertübüler dentinde oluşan diffüzyon yolu içerisine, monomerin sızması ile hibrit tabakası oluşmaktadır. Monomerin sızması ve hibridizasyon için, demineralize olmuş mine ve dentinin geçirgenliğinin yüksek olması gerekir. Hibrit tabakası oluşumunda

önemli olan, asit uygulamasını takiben mineral desteğini kaybeden kollajen fibril ağının süngersi özelliğini koruması yani demineralize edilmiş dentinin geçirgenliğini muhafaza etmesi ve büzülmeyi önlemek için dentinin dehidrate olmamasıdır. Çünkü demineralize olmuş ve çözülmüş kollajen fibriller büzülür ve primerin etkin bir şekilde diffüzyonunu önleyebilir. Dentinin bu özelliği, primer ve adeziv ajanın uygulama aşamalarında rezin monomerlerinin sızmasına olanak tanır.^{28,31}

2.1.2 Hibrit Tabakasının Özellikleri

Hibrit tabakasının yapısı organik ve asitlere karşı dirençlidir. Hibrit tabakasının sertliği normal dentine göre daha azdır ve fiziksel özellikleri mineralize dentinden kötü, demineralize edilmiş dentinden daha iyi olduğu düşünülmektedir. Hibrit tabakasının kalınlığı ortalama 1-5 µm arasında olduğu fakat bu kalınlığın kullanılan asidin tipine ve diştten alınan kesitin açısına göre farklılık gösterebildiği savunulmaktadır. Oluşan bu yapının düzensiz ve pürüzlü oluşu oral ve pulpal sıvıların (örneğin asitler) penetrasyonuna izin vereceği düşünülmüştür. Marjinal boşlukların yokluğunda 0,059 nm boyutlarındaki gümüş (Ag) iyonlarının hibrit tabakası içerisine girebileceği gösterilmiş ve oluşan bu sızıntı 'nanosızıntı' olarak tanımlanmıştır.^{25,28,31}

Restoratif diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri geliştirilirken, bir yandan da restoratif materyallerin diş sert dokularına adezyon yolu ile bağlanması amaçlanmıştır. Adezyon iki madde arasında yapışması ve tutunması anlamına gelmektedir ve diş hekimliğinde bu kavram dolgunun diş yüzeyine tutunması olarak ifade edilmektedir. Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olarak oluşmaktadır. Kimyasal bağlanma iyonik, kovalent ve hidrojen bağları ile fiziksel bağlanma Van der Waal's kuvvetleri ve mekanik bağlanma ise pürüzlü yüzeyler arasında meydana gelen kilitlemedir. Diş hekimliğinde, diş yapısına bağlanma en çok mekanik adezyon ile meydana gelmektedir. Dentine adezyon için farklı yöntemler bulunmaktadır. Air-abrazyon, asitle pürüzlendirme, bonding ajan uygulamaları ve lazer dentin yüzey koşullarını değiştirerek bağlanmayı arttırmayı amaçlamaktadır.²⁻⁴

2.2 AIR-ABRAZYON YÖNTEMİ

Air-abrazyon teknolojisi 'kinetik kavite preparasyonu' olarak da adlandırılmaktadır. Mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için kullanılması ile birlikte kavite preparasyonu ve çürük, renkleşme ya da debrisin uzaklaştırılmasında da kullanılabilir. ^{32,33} Air-abrazyonun temel prensibi yüksek ivmeli hava basıncı tarafından fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin dış yüzeyine çarpması, dış maddesinin hızla uzaklaşmasıdır. Bazı in vitro çalışmalarda ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılmasa bile air-abrazyonun fosforik asit pürüzlendirmesine benzer şekilde mine bağlanma yüzeyleri oluşturduğu gösterilmiştir. ³²⁻³⁴ Bu sonuç hem nitel taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscopy, SEM) araştırmaları ile hem de nicel bağlanma kuvveti ya da mikrosızıntı çalışmaları ile doğrulanmıştır. ³³

Diğer çalışmalarda ise ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılmadan air-abrazyonun rezin bazlı kompozitleri mineye yeterli bir bağlanma kuvveti ve kabul edilebilir ölçüde mikrosızıntı sağlayacak kadar bağlayamadığı gösterilmiştir. ^{35,36} En olumlu bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı değerleri air-abrazyon asit pürüzlendirmesi ile kombine edildiğinde elde edilmiştir. ^{33,34,37}

2.3 ASİTLE PÜRÜZLENDİRME

Asitle pürüzlendirme mine üzerinde pörözite oluşturmakta ya da mevcut pöröziteleri derinleştirmektedir. Pörözite değişikliklerinin ve büyük doku kayıplarının derinliği asidin tipi ve konsantrasyonuna bağlıdır. Çeşitli çalışmalarda sitrik, fosforik, hidroklorik ve pirüvik asit gibi çeşitli asitler laboratuvar şartlarında denenmiş ve sonuçta farklı konsantrasyonlardaki fosforik asit tercih edilen ajan olmuştur. Fosforik asit uygulamalarında asidin gücü azaltıldıkça pörözite derinliği artmaktadır. Geleneksel olarak kullanılan fosforik asit, %30–40 konsantrasyonlarda dekalsifikasyon yoluyla retantif mine mikro-pöröziteleri oluşturarak ıslanabilirliği ve yüzey alanını artırmaktadır. 1 dakikalık (dk) uygulama sonucunda yaklaşık 10 µm yüzey minesi uzaklaşmakta ve altta kalan yaklaşık 20 µm derinliğindeki alan pürüzlenmektedir.^{33,38}

Asitle pürüzlendirme tekniği aşağıdaki amaçlar için kullanılmaktadır:

1. Fissür örtücüler
2. Fraktürlü kesici dişlerin restore edilmesi
3. Ortodontik apareylerin simantasyonu
4. Anterior restorasyonlar
5. Şekil bozukluğu olan dişlerin restore edilmesi
6. Gelişimsel defektli dişlerin restore edilmesi
7. Splintleme
8. Renkleşmiş dişlerin tedavisi
9. Geçici köprüler ya da yer tutucular

Asitle pürüzlendirme sistemlerinin başarısını etkileyen 3 ana faktör:

1. Pürüzlendirme süresi: Yıkama ve kurutma işlemlerinden sonra minenin uygulama yapılan kısımlarında beyaz tebeşirimsi görünümü elde etmek için yeterli olmalıdır. Pürüzlendirme işlemi çözünen apatitlerin yüzeye fosfat olarak yeniden çökmesine neden olacak kadar uzatılmamalıdır. Normal olarak tercih edilen asitleme süresi 10-60 saniye (sn) arasındır.

2. Yıkama aşaması: Pürüzlendirme sonrasında mine yüzeyi debris uzaklaştırmak amacıyla bol su ile yıkanmalıdır. Sıklıkla tercih edilen yıkama süresi 60 sn'dir.

3. Kurutma aşaması: Rezin uygulamasından önce pürüzlendirilen mine yüzeyinin yağ içermeyen basınçlı hava ile kurutulması ve kuru ve kontamine olmamış şekilde muhafaza edilmesi gereklidir.³⁹

Süt ve daimi dişlerin mine ve dentin morfolojisi ve yapısı açısından farklılıklar göstermesi rezin bazlı materyallerin süt dişlerine uygulanmasını güçleştirebilmektedir. Bu materyallerin çocuk diş hekimliğinde kullanılması sırasında karşılaşılan problemlerden biri de çalışma süresinin uzunluğudur. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda iyi bir bağlanma yüzeyi elde edebilmek için süt dişi minesinin 2 dk süreyle asitlenmesi gerektiği bildirilmekteydi.⁴⁰ Fakat yakın zamanda yapılan çalışmalar süt ve daimi dişler arasında bağlanma kuvveti bakımından fazla bir fark olmadığını ortaya koymuştur. Bu nedenle hem süt hem de daimi diş minesini için 15 sn süreyle asitle pürüzlendirmenin yeterli olduğu sonucuna varılmıştır.⁴⁰⁻⁴⁴

Süt dişlerinin daimi dişlere göre iki kat daha fazla süreyle asitlenmesi düşüncesinin nedenleri arasında:

- a. Süt dişi minesinin daha az mineral ve daha fazla organik içeriğe sahip olması,
- b. Süt dişlerinin daha geniş internal por hacmine sahip olması nedeniyle daha fazla ekzojen organik bileşen içermesi,
- c. Süt dişlerinde daimi dişlere göre daha fazla “prizmasız” mine bulunması,
- d. Süt dişlerinde prizma uzantılarının yüzeye daha geniş bir açıyla yaklaşması nedeniyle pürüzlendirilmesinin daha zor olması sıralanmaktadır.⁴⁵

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi Fusayama tarafından ortaya atılmıştır.^{18,31,46} Dentin bonding sisteminin ilk basamağı olan dentinin asitle pürüzlendirilmesi, yüzeyi dentin bonding ajanın mikro-mekaniksel ve kimyasal bağlanmasına uygun hale getirir. Dentin pürüzlendirilmesinin temel etkilerini fiziksel ve kimyasal değişiklikler oluşturur. Fiziksel olarak dentin tübüllerinin şeklinde ve smear tabakasının morfolojisi ve kalınlığındaki değişimdir. Kimyasal olarak ise organik madde modifikasyonu ve inorganik kısım dekalsifikasyonudur.

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi smear tabakasını kaldırarak ya da modifiye ederek alttaki dentinle bağlantıyı sağlamak, rezinin yüzeye

infiltrasyonuna izin verecek şekilde yüzeyel dentini demineralize etmek, intertübüler ve peritübüler dentini dekalsifiye etmek ve dentin yüzeyini temizlemek amacıyla yapılır. Kavite preperasyonu sırasında dentin, kan, tükürük ile kontamine olur ve bu tip artıklar, rezin dentin yüzeyinde oluşan pörözitelere infiltrasyonu engeller. Asitler smear tabakasını çözerek, artıkları dentin yüzeyinden uzaklaştırır.

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile dentin tübülleri açılır, dentin geçirgenliği artar, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye olarak dentin pörözitesi artar. Dentin pörözitesi, dentin matriksinin kollajen kısmından hidroksiapatit mineral kristallerinin çözünmesi ile oluşur. Artmış olan bu pöröziteler rezin monomerlerin infiltrasyonu için gereklidir.^{18,31,46}

2.4 DENTİN BONDİNG AJANLAR

Dentin bağlayıcı ajanların pulpa kuafajında kullanımı düşüncesi, dolgu materyalleri ve diş yüzeyi arasındaki mikrosızıntıyı engelleyerek bakteri invazyonunu önlemek ve öylece pulpa iyileşmesini sağlamak fikrinden doğmuştur. Dentinde, kavite preperasyonu sonucunda smear tabaka oluşmakta ve bir süre sonra dentin kanalcıkları içerisinde bulunan dentin lenfi, smear tabakayı geçerek pulpal basınç ile kavite tabanına akmakta, kalan dentin yüzeyini ıslatmaktadır. Dentini ıslatan bu sıvı, ilk kullanıma giren bağlayıcı ajanların dentine adezyonunu olanaksız kılmıştır.²⁹ Bağlanma mekanizmasını basitçe tarif etmek gerekirse dental sert dokulardaki minerallerin rezin monomerleri tarafından uzaklaştırılmasının ardından oluşan çökeltinin sertleşmesi ve bu çökelti üzerinde oluşan pürüzlü yapıya mikro-mekanik olarak kilitlenme oluşmasıdır.^{39,47}

2.4.1 Dentin Bonding Ajanların Sınıflandırılması

2.4.1.1 A- Üretim Tarihlerine Göre

- 1.Nesil: 1980 ve öncesi
- 2.Nesil: 1980'li yıllar
- 3.Nesil: 1980'lerin sonrası
- 4.Nesil ve 5.Nesil: 1990'lı yıllar
- 6.Nesil: Son yıllarda üretilenler

2.4.1.2 B- Klinik Kullanım Aşamalarına Göre

- 1.Bir aşamalı (all-in-one)
- 2.İki aşamalı
- 3.Üç aşamalı (konvansiyonel)

2.4.1.3 C- Uygulama Şekillerine Göre

- 1.Smea tabakası üzerine uygulananlar
- 2.Smea tabakası modifiye edilerek uygulananlar
- 3.Smea tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar

2.4.1.4 D- Dentine Bağlanma Kuvvetlerine Göre

- I. Kategori: 5-7 MPa
- II. Kategori: 8-14 MPa
- III. Kategori: 17 MPa'dan sonrası

2.4.2 Dentin Bonding Ajanların Gelişimi

2.4.2.1 Birinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Birinci nesil dentin bonding sistemlerinin temelini bir yüzey co-monomer olan N-fenilglisin glisidilmetakrilatın (NPG-GMA) geliştirilmesi oluşturmaktadır. Bu sistemle yapılan çalışmalarda dentine zayıf bağlanma dirençleri gösterdikleri bulunmuştur ve geleneksel bağlanma sistemleriyle kıyaslandığında mikrosızıntıyı önlemede bir gelişme sağlamadığı görülmüştür.

2.4.2.2 İkinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar

İkinci nesil dentin bonding ajanlar polimerize olabilir fosfatların Bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezinlere ilave edilmesi ile elde edilmiştir. Bu sistemin etki mekanizması rezin içerisindeki negatif yüklü fosfat grupları ile smear tabakasındaki pozitif yüklü kalsiyum (Ca) iyonları arasındaki etkileşime dayanmaktadır. Ağız ortamında hidroliz olmaları ve dentin-sement marjlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri bu sistemin başarısızlığına yol açmıştır.

2.4.2.3 Üçüncü Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Birinci ve ikinci nesil dentin bonding ajanlarının olumsuzlukları araştırmacıları yeni arayışlara yöneltmiş ve üçüncü nesil dentin bonding ajanlar ortaya çıkmıştır. Bonding ajan uygulamadan önce dentine asitleme işlemi uygulanmaktadır. Bu asitleme işleminin yapılmasının avantajı smear tabakasının modifiye edilmesi ya da tamamen çıkartılmasıdır. Daha sonra primer ve bonding uygulanmaktadır. Bu sistem mikrosızıntıyı önlemede ilk iki gruptan daha etkilidir fakat mikrosızıntıyı tamamen önleyememiştir.

2.4.2.4 Dördüncü Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Dördüncü nesil dentin bonding ajanlar rezinin alttaki dentine bağlanabilmesi için smear tabakasının uzaklaştırılması gerektiği düşüncesinden hareketle geliştirilmiştir. En önemli özelliği ise mine ve dentinin tamamen asit uygulanarak pürüzlendirilmesi işlemidir. Bu sistem “total-etch” olarak adlandırılmaktadır. Bu sistemdeki bonding ajanlar “üç aşamalı total-etch adezivler” olarak da isimlendirilmektedir. Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanmaktadır:

- 1- Demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabakasının oluşumunun sağlanması
- 2- Asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller içinde rezin tag oluşumunun sağlanması
- 3- Dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesidir.

Dördüncü nesil bonding sistemler üç (total-etch sistemler) yada iki basamakta (self-etch sistemler) uygulanmışlardır.

2.4.2.4.a- Üç Basamaklı Uygulamalar

1. Dentin conditioner
2. Dentin primer
3. Adeziv rezin

2.4.2.4.b- İki Basamaklı Uygulamalar

1. Self-etch primer
2. Adeziv rezin şeklindedir.

Bu sistemde dentine bağlanma çeşitli asitlerle smear tabakası ya çözülerek ya modifiye edilerek yada tamamen çıkartılarak sağlanmaktadır.

2.4.2.5 Beşinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Dördüncü nesil dentin bonding sistemlerindeki uygulama prosedürünün zor, karışık ve zaman alıcı olması nedeniyle bu prosedürün en aza indirilmesi ve uygulamanın basitleştirilmesi amacıyla basamaklar birleştirilmiş ve beşinci nesil dentin bonding ajanlar kullanıma sunulmuştur. Bu sistemi basitleştirmek için primer ve adeziv rezin birleştirilerek bir şişe içerisinde kullanıma sunulmuştur. Asitleme işlemi aynı iken primer ve bonding ajan tek şişe de sunulmuştur. Bu yüzden tek şişe sistemler de denilmektedir. Bu sistemde de dördüncü nesilde olduğu gibi dentine bağlanma hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Sistemde uygulama basamaklarının azalmasıyla daha kolay ve hızlı uygulama belirtilmektedir.

2.4.2.6 Altıncı Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Mine ve dentinin aynı anda asit uygulanarak pürüzlendirilmesi (total-etch) prensibine dayanan 4. ve 5. nesil ajanların gelişimini takiben klinik uygulamayı daha da hızlandıran self-etch adezivler ortaya çıkmıştır. Daha çok üreticilerin işlemleri hızlandırma eğilimi nedeniyle geliştirilmişlerdir. Bunlar klinik uygulama şekillerine göre tek aşamalı (self-etch adeziv) veya iki aşamalı (self-etch primer) olarak sınıflandırılabilirler. Her ikisinde de asit uygulama işlemi mevcut olmayıp, yıkama prosedürüne gerek kalmamaktadır. Tek aşamalı olanlarda asit, primer ve adeziv uygulamaları tek seferde gerçekleştirilerek hekim için daha kolay bir hale getirilmiştir.

Etki mekanizmaları smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek alttaki dentine penetrasyon şeklindedir. Bağlanma mekanizmasında bir değişiklik yoktur, rezin uzantıları ve hibrit tabaka oluşturulabilmektedir.^{2,48}

2.4.2.7 Yedinci Nesil Dentin Bonding Ajanlar

Tüm bu sistemlerin ayrı ayrı uygulanması, uygulama sırası zorluğu, araştırmacıları yeni arayışlara yöneltmiş ve yedinci nesil dentin bonding ajanlar kullanıma sunulmuştur. Karıştırma gerektirmeyen self-etch adezivlerde, asit, primer ve adezivin hepsi bir şişededir ve durulama gerektirmez ve mine ve yüzeyel dentinde bağlanma kuvveti yeterlidir. Bu sistemler konvansiyonel çok basamaklı sistemlerden farklı olarak smear tabakasını bağlanma ara materyali olarak kullanmaktadır. Bu sistemler

dentin tübüllerinin ekspoz olmaları nedeniyle postoperatif hassasiyeti azaltır. Self-etch primerler smear tabakasını hibrit tabakasına dahil etmek amacıyla smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyine uygulanmaktadır. Bu sistemler post-operatif hassasiyeti azaltmakta ve dentin tübülleri bonding basamaklarının azalmasına bağlı olarak açığa çıkmadığından geleneksel adezivlere göre genellikle daha az teknik hassasiyeti gerektirmektedir. Ayrıca son zamanlarda geliştirilen tek şişeli self-etch sistemler dentin yüzeyini uygun şekilde pürüzlendiren asidik monomerlerin daha yüksek konsantrasyonda olmasına bağlı olarak daha hidrofildir. Daha önce yapılan çalışmalar daha yüksek miktarda asidik grupları ihtiva eden adezivlerin su emilimine eğiliminin daha fazla olduğunu; dolayısıyla uzun dönem dayanıklılığın bir sorun oluşturabileceğini ortaya koymuştur.^{49,50}

Bu jenerasyonların fazlalığı ve gelişmelerin fazla olması nedeniyle son zamanlarda kullanılan sınıflandırma şu şekildedir:

- Üç basamaklı etch and rinse sistemler
- İki basamaklı etch and rinse sistemler
- İki basamaklı self-etch sistemler
- Tek basamaklı self-etch sistemler.⁵¹

Üreticiler dentin adezivlerin içerisine hidroksietil metakrilat (HEMA) ve diğer hidrofilik monomerleri ekleyerek dentin adezivleri asitle nemli pürüzlendirilmiş mine üzerine bağlanmada daha uygun hale getirmek için tekrar formüle etmişlerdir. Üç basamaklı adezivlerin başarılı olduğu fakat uygulanmasında çok zaman aldığı ve yeni adezivlerden teknik olarak daha hassas olduğu görülmüştür. İki basamaklı tek-şişe adezivlerde ve self-etch primerlerde, primerlerin adezivler içerisine karıştırılmasıyla suya daha duyarlı hale gelmiş ve daha önceki jenerasyonlardan daha fazla su emmeye başlamıştır. Son nesil tek basamaklı self-etch adezivler daha hidrofildir ve bu nedenle dentin tübülleri içerisindeki suya daha geçirgendir. Bu geçirgenlik kimyasal ya da dual cure kompozitlerin adezivlerle uyumsuzluk göstermesine neden olmaktadır.⁵²

Dentin bonding ajanlarda güçlü bağlanmayı sağlamak için birçok monomer eklenmiştir. Bunlar; metakrilik asit (MA), metil metakrilat (MMA), HEMA, metakriloksietil trimellitik asit (MET), akriloksietil trimellitit anhidrit (AET), metakriloksidesil dihidrojenfosfat (MDP), fenil hidrojen fosfat (phenyl-P), di-HEMA-fosfat ve HEMA-fosfat, dimetakrilat ve metakrilamit gibi rezin komponentleri, fotoinitörler, komforquinon,

fenilpropanedion, kimyasal iniatörler, inhibitörler, çözücüler (su, etanol, aseton), doldurucular ve özel birleşim maddeleri içermektedir.

Dentin bonding ajanların çözücülerine bakıldığında su bazlı, etanol bazlı ve aseton bazlı olarak 3 sınıfı mevcuttur ve içeriğindeki çözücü dentin bonding ajanın önemini arttırmaktadır.

Su güçlü bir polar çözücüdür. Çözücülük kapasitesi yüksek hidrojen bağlanmaları yapma yeteneğine bağlıdır. Bununla birlikte su, monomerler gibi daha hidrofobik olan inorganik komponentler için daha zayıf bir çözücüdür. Bu zorluk aseton ya da etanol gibi ikinci bir çözücü eklenerek aşılabılır. Su, self-etch adezivlerin asidik monomerleri iyonize etmesi için vazgeçilmez komponenttir fakat kosolventlerin yüksek konsantrasyonda eklenmesiyle daha az sayıdaki proton oluşmasına neden olmaktadır. Etch and rinse adezivlerin kolaps ve sıkı kollajen ağını tekrar genişletme yeteneğine sahiptir. Yüksek dielektrik içeriği sayesinde kollajen fiberler arasındaki yüksek hidrojen bağlanmasını sadece su kırabilmektedir.

Suyun yüksek kaynama noktası ve düşük buhar basıncı olması bu adezivlerin dişe uygulanması sonrasında uzaklaştırılmasını zor kılmaktadır. HEMA gibi monomerler suyun buhar basıncını azaltmaktadır. Adeziv rezine suyun girmesi, adezivlerin bağlanma kuvvetini oluşturduğu su damlacıklarıyla tehlikeye sokmaktadır.

Su gibi etanol de polar bir çözücüdür. Düşük dielektrik içeriği nedeniyle etanol daha düşük polar çözünenler için uygundur. Suya göre daha yüksek buhar basıncı olması hava ile kurulamada daha fazla buharlaşma oluşturur. Genellikle etanol suyla birlikte kosolvent olarak kullanılır. Bununla birlikte su-alkol karışımları izotropik olarak bilinirler. Etanolün demineralize kollajen üzerinde sertleştirici etkisi olduğu bildirilmiştir. Bu özellik çözücünün buharlaşması ardından geniş interfibriler boşluklar oluşturmasını açıklamaktadır. Etanol, içerisinde karboksilik asit olan monomerler için uygun bir çözücü değildir. Alkollerle karboksilikasitlerin esterifikasyon reaksiyonunda reaktivitesine bağlı olarak monomerlerin asidik fonksiyonunun inaktivasyonuna neden olur.

Asetonun düşük dielektrik içeriği ile birlikte yüksek dipol moment kombinasyonu polar ve apolar bileşimleri çözmesine karşılıklı izin verir. Bu sebepten dolayı hidrofilik ve hidrofobik komponentleri kombine eden adezivlerde aseton iyi bir tercihtir. Etanolden dört kat daha fazla olan

buhar basıncı olması en önemli avantajıdır. Aseton içeren adezivlerin yüksek uçuculuğunun olması raf ömrünü azaltmaktadır. Aseton tek başına çözücü olarak da kullanılabilir, fakat self-etch adezivlerde su ile birlikte kullanımında bir kosolvent haline gelir. Etanole benzer bir şekilde asetona ve su bir izotrop oluştururlar. Her ne kadar hidrojen bağlanmalarının formasyonu ketonlarda alkollerle olduğundan daha azdır. Aseton dipol moment ve mükemmel buharlaşma kapasitesi ile birlikte iyi bir su uzaklaştırma kapasitesine sahiptir. Bu asetona suyu uzaklaştırma kapasitesi olarak adlandırılır. Nemli bağlanma içeren etch and rinse sistemler çoğu zaman su uzaklaştırılmasını kolaylaştırmak için asetona içermektedir. Bu sistemler demineralize dentin üzerinde nemli bölgeye kollajen kolapsını sağlamak için uygulanmalıdır. Bu da nemli bağlanma tekniği olarak adlandırılır. Adezivlerin içerisindeki asetona dentin içerisindeki suyu etkili buharlaştırma stratejisini izlemelidir. Asetonun düşük H-bağlanma kapasitesiyle karşılaştırıldığında büzülmüş demineralize kollajeni tekrar genişletme yeteneğine sahip değildir.⁵³

Single Bond Bis-GMA, HEMA, dimetakrilat poliakrilik ve polietakrilik asidin metakrilik kopolimeri ve fotoiniyatörler, su ve etanol içermektedir. Bu sistem nemli bonding sistemidir. İçeriğindeki BisGMA ile hidrofobik özellik, etanol ve su bazlı olması nedeniyle de hidrofilik özellikler içeren Single Bond hem dentine hem de rezine bağlanmayı arttırmaktadır.⁵⁴⁻⁶⁰

2.5 LAZER

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Lazer) radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin artırılmasıdır ve bu da ışığın uyarılarak güçlendirilmesi olarak tarif edilebilir. Bir ucu yansıtıcı diğer ucu yarı yansıtıcı olan iki aynaya sahip bir tüpün içine gaz, sıvı veya gaz madde doldurulmuştur. Bu maddenin atomlarına bir enerji verilir ve verilen enerji atomlar tarafından emilir. Enerji fazla gelirse atomların foton yayması söz konusu olabilir. Yayılan bu fotonlar diğer fotonların yayılmasına neden olur ve aynalara ulaştıkça tüpün içinde sağa sola olmak üzere iki ayna üzerinde yansımaya başlarlar. Atomların her biri foton yaymaya başladığında kuvvetlenen fotonlar bir ışık demeti olarak yarı saydam uçtan çıkmaya başlar ve bu ışık demetine de lazer denir.⁶¹⁻⁶⁴

2.5.1 Lazer Türleri

Medikal ve dental lazer uygulamalarında kullanılan lazerleri iki tipte toplamak mümkündür.

2.5.1.1 Yumuşak Doku Lazerleri

Düşük enerjiye sahip lazerler olarak bilinirler. Atermik lazerler olarak da adlandırılırlar. Yumuşak doku lazerleri doku rejenerasyonuna yardımcı sistemler olarak ağrının giderilmesi, enflamasyon ve ödemin azaltılması ve iyileşmenin hızlandırılması amaçlarıyla kullanılmaktadır. Helyum-Neon (HeNe), Galyum-Arsenid (GaAs), Galyum-Alüminyum-Arsenid (GaAlAs) tipi lazerler bu grupta sayılabilmektedir.^{18,65}

2.5.1.2 Sert Doku Lazerleri

Yüksek enerjiye sahip lazerlerdir. Enerji açığa çıkardıkları için termik lazer olarak da adlandırılırlar. Bu grupta Argon, Karbondioksit (CO₂) ve yttrium-aluminum-garnet (YAG) lazerleri saymak mümkündür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, sert doku preparasyonları, çürük uzaklaştırılması ve kök düzeltilmesinde kullanılabilmektedir.⁶⁶

Lazer enerjisinin oluşturduğu ışık hedeflenen dokuda 4 farklı etkileşime neden olmaktadır. Bu reaksiyonlar dokunun optik özelliklerine ve lazerin dalga boylarına bağlıdır.^{61,65}

Oluşan ilk etkileşim yansımadır. Bu tanım daha basit olarak, ışığın hedeflenen doku yüzeyinde hiçbir etkisi olmadan yayılmasıdır. Yansıyan ışık demeti dar bir yapıda veya diffüz olabilir. Bu yansıyan enerji istenmeyen bölgelere özellikle göze geldiği zaman çok tehlikeli olmaktadır. Bu durum özellikle lazer operasyonlarında dikkat edilmesi gereken en önemli husustur.

İkinci oluşan etkileşim ise hedeflenen bölgelerin lazer enerjisini absorbe etme özelliğidir. Bu etkileşim genellikle istenen bir durum olmakla beraber; dokunun absorpsiyon kapasitesine, dokunun pigmentasyonuna, içerdiği su miktarı gibi doku karakterine, lazerin emisyon modu ve dalga boyuna bağlıdır. Genel olarak kısa olan dalga boyları (yaklaşık 500 ile 1000 nm arasında olanlar) pigmente doku tarafından absorbe edilebilirler. Örneğin, Argon lazerin yumuşak dokulardaki melanin ve hemoglobine yüksek afinitesi vardır. Diode ve Neodymium, yttrium-alimunium-garnet (Nd:YAG) lazerlerin melanine yüksek afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girmektedirler. Daha yüksek dalga boyu ise suya ve hidroksiapatite karşı daha fazla afinite göstermektedir. Erbium, yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer, hidroksiapatit ve su tarafından iyi bir şekilde absorbe edilir. CO₂ lazer ise su tarafından absorbe edilebilen ve dış yapısı ile en yüksek oranda etkileşime giren lazer tipidir.

Üçüncü etkileşim ise transmisyondur. Lazer enerjisinin dokudan hiçbir etki yapmadan geçmesidir. Bu etkileşim aynı zamanda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Örneğin; su, Nd:YAG lazer için şeffaf bir yapı oluştururken, doku içerisindeki sıvı CO₂ lazer ışığını absorbe etmektedir. Nd:YAG lazer ile ortamın kuru tutulmasının zor olduğu durumlarda çalışmak daha kolay iken, tükürük, doku sıvısı ve su, CO₂ lazerin etkisini absorpsiyon özelliği nedeniyle azaltmaktadır. Bir diğer örnek ise Diode ve Nd:YAG lazerlerin lens, iris, korneanın aköz humorunu ve vitreum'u etkilemeden geçerken retina dokusu tarafından kolayca absorbe edilmesidir.

Lazer ışığının bir diğer etkileşimi ise saçılmasıdır. Bu etkileşim lazer enerjisini zayıflatmakta ve yararlı biyolojik etki üretmesini engellemektedir. Lazerin saçılma etkisi cerrahi işlem yapılan bölgelere komşu yapılarda ısı transferine neden olmakta ve istenmeyen termal

hasar oluşturmaktadır. Bununla birlikte lazer ışığının farklı yönlerde yayılması ışık ile polimerize olan kompozit rezinler için yararlı bir etki ortaya çıkarmaktadır.

Lazer ışığının dikkat edilmesi gereken en önemli etkisi hedeflenen dokuda oluşturduğu ısıdır. Lazerin ısı etkisi temel olarak dokuların su içeriği üzerinde olmakta ve ısıyı artırmaktadır. Doku ısısı yaklaşık 60 °C kadar yükseldiğinde dokuların alt katmanlarında buharlaşma olmadan proteinler bozulmaktadır. Bu durum granülasyon dokularının cerrahi olarak uzaklaştırılmasında sağlıklı dokuların korunması açısından yararlı olmaktadır. Su içeren hedef doku ısısı 100 °C yükseltildiği zaman doku içerisindeki su buharlaşmakta ve ablasyon (Su içeren hedef dokudaki ısı 100°C ye çıkartıldığında doku içerisindeki su buharlaşır. Bu şekilde meydana gelen hacim artışı ile mikro yapıların [hücre/kristal] patlayarak dokudan uzaklaşması) adı verilen bir olay gerçekleşmektedir. Yüksek oranda su içerdikleri için yumuşak dokuların eksizyonu bu ısıda gerçekleşmektedir. Isı 200 °C seviyesine yükseldiği zaman ise dokular dehidrate olup daha sonra yanmaktadır. Bu işlem ile karbonizasyon ortaya çıkmaktadır. Son ürün olarak ortaya çıkan karbon bütün dalga boylarındaki ışığı oldukça iyi absorbe eder ve daha fazla ısı artar. Bu şekilde meydana gelen ısı artışı komşu dokularda yaygın termal hasara neden olmaktadır.^{61,64,67-70}

2.5.2 Diş Hekimliğinde Lazer

Diş hekimliğinde lazer çalışmaları Theodore H. Maiman tarafından yapılmıştır.⁷¹ Goldman, Stern ve Sognnaes lazerin diş hekimliğinde kullanımını inceleyen ilk araştırmacılarıdır.⁶⁶

2.5.2.1 Lazerin Diş Hekimliğine Getirdiği Avantajlar

- Anesteziye daha az gereksinim olması ya da hiç olmaması
- Kanama kontrolü
- Dokuların kontrolü
- Frezlerin titreşimine bağlı olarak meydana gelen mikro-çatlakların önlenmesi
- Smear tabakasının oluşmaması, buna bağlı olarak asit uygulama işleminin gerekmemesi, sızıntı ve bakteri içermemesi
- Doku iyileşmesinin çabuk olması

- Enfeksiyonun kontrolü
- Sessiz operasyon
- Titreşim ve basıncın olmaması
- Titreşim ve buna bağlı olarak gelişen ağrının önlenmesi
- Antibakteriyel etkisinin olmasıdır.⁶⁵

2.5.2.2 Lazerin Diş Hekimliğine Getirdiği Dezavantajlar

- Bütün girişimler için tam olarak uygulanacak dalga boyunun dolayısıyla aletin bulunmaması
- Bazı işlemlerde geleneksel yöntemlere oranla daha yavaş çalışması
- Operasyon sırasında dokulara temas duygusunun olmaması
- Hedef bölgede ısıнын kontrol altına alınması gerekliliği
- Operasyon alanında minimum yansıtıcı yüzey gereksinimi
- Operasyon ortamına girişin sınırlı olması
- Ortamda bulunan herkes için koruyucu gözlük gereksinimi
- Yüksek maliyetinin olmasıdır.⁶⁵

Tablo 1’de diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri ve dalga boyları gösterilmiştir.

Tablo 1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Tipleri ve Dalga Boyları^{70,71}

Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Tipleri	Dalga Boyları
Argon-flor (ArF) Excimer	193 nm
Kripton-flor (KrF) Excimer	248 nm
Zenon klorür (XeCl) Excimer	308 nm
Frequency Doubled Alexandrite	377 nm
Krypton Ion	407 nm
Argon Ion	488,514.5 nm
Dye (Boya)	507-510 nm
Frequency Doubled Nd:YAG	532 nm
Diyot (Low Level)	600-908 nm
Gold Vapor	628 nm
Argon-Pumped Dye	630 nm
Copper Vapor Pumped Dye	630 nm
He-Ne	632 nm
Ruby	694.3 nm
Diyot (GaAlAs,GaAs)	800-830, 904-950 nm
Nd:YLF	1.053 µm
Nd:YAG	1.064 µm
Nd:YAP	1.34 µm
Ho:YAG	2.12 µm
Er,Cr:YSGG	2.78 µm
Er:YAG	2.94 µm
Serbest Elektron	3.0,6.1,6.45 µm
CO ₂	9.3 µm

Yumuşak dokularda kullanılan argon lazerin bir diğer özelliği de ışıkla polimerize olan kompozit rezinleri polimerize etmesidir. Lazer ışığı hemoglobin tarafından emilir ve mükemmel bir hemostaz sağlar. Sert dokularda kullanımında yüzeyden emilimi daha az olduğu için istenilen etkinliği verememiştir.

Ho:YAG lazerin yumuşak dokuları kesmekle birlikte mükemmel hemostaz sağladığı görülmüştür. Bakterisidal etkisinin yanında kontamine implantların dekontaminasyon işleminde implant yüzeyine hasar verdiklerinden dolayı implantların dekontaminasyonunda kullanılamamaktadır.⁷¹

Diode lazerin bir diğeri ismi de gallium arsenide'dir. Yumuşak doku insizyonunda ve ablasyonunda kullanılır. Sert dokular tarafından zayıf olarak absorbe edilir ve sert doku kesme işlemi için yeterli değildir.

CO₂ lazerle ilk oral uygulama 1977 de Lenz arkadaşları tarafından yapılmıştır. Termal ısı oluşması nedeniyle birçok vakada anestezi yapılma ihtiyacı olmuştur. 1987 yılında Food and Drug Association (FDA) CO₂ lazerin kullanılabilirliğine açıklık getirmiştir.

CO₂ lazerin yumuşak dokuları kesmede etkin olduğu görülmüştür, fakat mine, dentin ve kemik gibi sert dokuları kesmede etkin olmaması ve ısı oluşturması, araştırmacıları mine, dentin ve kemiğı ısı oluşturmada kesmeye yönelik çalışmalara yöneltmiştir. Ayrıca CO₂ lazer ve Er: YAG lazerin fototermal etkileri vardır.^{72,73}

1991 yılında Nd:YAG lazer kullanılmaya başlanmıştır. Yeni başlayan çürükler üzerinde Nd:YAG lazer kullanılarak ilk çalışmalar yapılmıştır. Nd: YAG lazerin başlangıç halindeki çürüklerde Er: YAG ya da Erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet (Er, Cr: YSGG) lazer kadar etkin olmadığı bildirilmiştir.⁷¹ Ayrıca, Nd:YAG lazer ve CO₂ lazerin kavite preperasyonlarında düşük absorpsiyon katsayıları ve ısı oluşturmaları nedeniyle problemler oluşturduğu bildirilmiştir.⁷⁴

Nd:YAG lazerin büyük penetrasyon derinliğı altında dokuda, kemikte yanma, kemik hücrelerinde morbidite, pulpada denatürasyon, nöral ve vasküler dokuda istenmeyen kollateral hasara neden olabilir.⁷¹ Nd:YAG lazer ile yumuşak ve sert dokular üzerine araştırmalar yapılmış ve sonuç olarak sert dokular üzerine çok az absorbe edildiğı, sert dokularda güvenli olmadığı gösterilmiştir.⁷²

1997 yılında mine ve dentinde Er:YAG lazer kullanılarak sert doku çalışmaları başlamıştır. Er:YAG lazer sert dokuda kullanımıyla birçok avantaj getirmiştir. Çürük temizlenmesinde, mine ve dentinde kavite preperasyonunda ve kök kanal tedavisinde kullanımı en büyük

avantajlarındandır. Anestezi gerektirmemesi yada çok az miktarda anestezi kullanımı bir diğer avantajıdır. Er:YAG lazer, hedef alınan özel bir dokuyu kaldırmakla kalmaz ve bölgedeki tüm dokuları da kaldırır (Örneğin kök yüzeyindeki uygulamalarda tüm kalkulus, sement ve dentini kaldırır).⁶⁴ Er:YAG lazer kullanımında çürük temizlenmesinde zamanın konvansiyonel frez sistemine göre daha uzun sürmesi lazerin bir diğer dezavantajıdır.^{6,10,72,73} Ayrıca Er:YAG lazerin kullanımında oluşturduğu ışınlamaların konvansiyonel yöntemle karşılaştırıldığında sürekli olmadığı fakat nabızsal tarzda olduğu ve bunun da ağrıyı tetikleyici bir faktör olduğu bildirilmiştir.⁷³

Daha önceki lazerlerin kullanımında sert dokuları buharlaştırmada, eritmede, karbonizasyonda, çevre dokularda çatlak ve fissür oluşturmada, pulpa dokusunda ısı artışı gibi büyük yan etkiler görülmüştür. Bu tip yan etkilerin görülmediği bir lazer sistemi ihtiyaç haline gelmiştir.¹⁰

Yapılan araştırma ve deneylerden sonra sert dokuları kesmek için yeni bir teknoloji sunularak Er,Cr:YSGG lazer kullanıma girmiştir. Yapılan bu çalışmalar sonucunda Er,Cr:YSGG lazerin hem sert dokuda hem yumuşak dokuda zarar vermeden kullanılabileceği gündeme gelmiştir.

2.5.3 Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazer:

Dalga boyu 2780 nm, 0.1–8.0 Watt (W) güç aralığı ile tam ve hızlı doku ablasyonu sağlayan, 10–50 Hz aralığında seçilebilir puls tekrarlama frekansı ve 300 mJ'lük puls enerjisi ve 360° dönebilen ve operasyon alanını daha rahat görülebilmesi için ışıklı lazer başlığı, su ve hava miktarlarının ayarlarının isteğe bağlı olarak değiştirilebilmesine imkan sağlayan dokunmatik ekranı olan, tüm bunlarla birlikte 16 adet farklı hazır kullanıcı fabrikasyon programına sahip bir lazer sistemidir. Aletin başlığında bulunan ışık, LED ışıklandırma sistemine sahiptir ve kavite içerisinde gölgesiz ışıklandırma özelliği ile maksimum görüş sağlamaktadır. Başlık kısmının 360° dönebilmesi ile en uç noktalara bile rahatlıkla ulaşılma olanağı sağlamaktadır. Bu lazer ünitenin ekran kısmı dijitaldir ve su/hava ayarları manüel olarak ayarlanabilmekte ve bu sayede ablasyon oranını ve lazerin dokuları kaldırmadaki etkinliğini arttırılabilmektedir. Lazerin dokunmatik ekranında bulunan 16 farklı kullanıma hazır, isteğe göre değiştirilebilen kullanıcı programları ile uygun dokularda önerilen programlar seçilebilmektedir.

Er,Cr:YSGG lazer sistemi diğer lazerlerden farklı olarak dental sert ve yumuşak doku işlemlerinde kullanılan, sadece su soğutma amaçlı olmayıp kesme işlemine katkı amacıyla kullanılmaktadır. Su tanecikleri elektromanyetik enerji yardımıyla daha küçük enerjili su damlacıklarına çevrilerek mine, dentin, çürük, kemik ve yumuşak dokular gibi oral dokuları kesme işlemine aktif olarak katılır. Aletin ucundan çıkan lazer ışığı, su ve hava karışımına çarpar ve su moleküllerini parçalar. Enerji yüklenmiş bu su molekülleri mine ve dentin dokusu içerisindeki hidroksil gruplarını etkileyerek kesim yapar. Enerji ile güçlendirilmiş su molekülleri doku tarafından mükemmel absorbe olur ve hedef doku yüzeyindeki hücrelerde ablasyona neden olur. Bu hidrokinetik enerji sistemi doku yüzeyindeki kalsifiye sert dokularda ayırma, kesme, yumuşatma ve doku uzaklaştırılmasını sağlar.¹⁰⁻¹² Yapılan kesimler elektron mikroskopunda incelendiğinde, minimum debris içerdiği ve smear tabakası içermediği gözlenmiştir.^{5,10-12} Yumuşak dokuya bu lazer uygulandığında reepitelizasyonun submukozal ve subkütanöz fibrozis ve kas rejenerasyonu ile birlikte 7 gün içinde olduğu da bildirilmiştir.^{10,13}

Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile uygulanan tüm tedavilerin geleneksel aletler kullanımı ile gündeme gelen basınç, titreşim, ses gibi etkileri elimine ettiği bildirilmektedir. Er,Cr:YSGG lazer sisteminde hasta aletin dişine temas ettiğini hissetmemekte ve bu nedenle konvansiyonel frez sistemindeki basınç, sürtünme, vibrasyon, aletin sesi gibi dezavantajlarından dolayı oluşabilecek korku, endişe ve ağrı hissi elimine edilmektedir. Er,Cr:YSGG lazerin kanal tedavisindeki etkinliği, antibakteriyel etkinliğinin olması ve bakteri içermemesi, sızıntı gibi sonuçların olmaması, hızlı çalışması diğer avantajları arasındadır.^{5-10,13,17,19,65} Sistemin bir diğer avantajı ise dentin yüzeyinde Ca ve fosfor miktarını artırması, asit ataklarına karşı daha azalmış çözünürlüğü olan bir yüzey oluşturması ve böylece diş yüzeyini koruyup çürük oluşumunu önlemesi şeklinde ifade edilmektedir.¹⁹

2.5.3.1 Er,Cr:YSGG Lazer Sisteminin Diş Hekimliğinde Diğer Kullanım Alanları

2.5.3.1 a- Sert Dokuda Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımı

- Kavite preperasyonlarında (Sınıf I-VI) ve giriş kavitesinin açılmasında
- Kök kanal preperasyonu ve genişletilmesinde
- Kemiğin kaldırılıp kök apeksine ulaşılmasında
- Kök ucu rezeksiyonunda (amputasyonu)

- Kök ucunun kompozit yada amalgam restorasyon için hazırlanmasında
- Kök ucundaki patolojik dokuların uzaklaştırılmasında
- Mine, dentin, sement ve kemik gibi dokularda çürük temizlenmesinde
- Sert doku yüzeyinin pürüzlendirilmesi işleminde
- Pit ve fissürlerin örtücü için enameloplastisi ve ekskavasyonunda
- Asitlere karşı diş sert dokusunun direncini artırıcı etkisi nedeniyle koruyucu diş hekimliğinde ve bu özelliği sebebiyle yeni oluşacak çürüklerin önlenmesinde
- Dentin kanallarını tıkama özelliği ile diş hassasiyeti tedavilerinde
- Bleaching (beyazlatma) tedavilerinde
- Oral kemik dokuların kesilmesi, traşlanması, kontur verilmesinde
- Osteoplasti ve osteotomide
- Kuron boyu uzatılmasında^{71,75}

2.5.3.1 b- Yumuşak Dokuda Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımı

- İnsizyonel ve eksizyonel biyopsileri içine alan oral yumuşak dokuların insizyonu, eksizyonu, vaporizasyonu, ablasyonu ve koagülasyonunda
- Yumuşak doku kesilmesi, flep kaldırılması ve kemiğe ulaşılmasında
- Kök kanal içeriğinin temizlenmesinde
- Pulpa ekstirpasyonunda
- Pulpatomide
- Sürmemiş dişlerin üzerinin açılmasında
- Fibroma çıkartılmasında
- Flep operasyonunda
 - Tam flep kaldırılmasında
 - Kısmi flep kaldırılmasında
- Frenotomi ve frenektomide
- Gingivektomi ve gingivoplastide
- Hemostazın sağlanmasında
- İmplantın çıkarılmasında
- İnsizyon ve abse drenajında
- Lökoplaki tedavisinde
- Operkuloktomide
- Oral papillektomide
- Pulpatomide
- Pulpa ekstirpasyonunda

- Gingival hiperplazi azaltılmasında
- Aftöz ülser tedavisinde
- Vestibüloplastide
- Sulküler debridmanın sağlanmasında
- Granülasyon defektlerinin uzaklaştırılmasında
- Yumuşak doku küretajında kullanılabilir. ^{71,75}

Martin ve arkadaşları⁷⁶ Er,Cr:YSGG lazer ve Er:YAG lazeri karşılaştırdıkları çalışmalarında, sert doku ablasyonu için ışınlama derinliği ve etkinliğinin en iyi Er,Cr:YSGG lazerde olduğunu, ışınlama süresinin kısa ve tekrar ışınlama yapma süresinin kısa ve yüksek enerji ile olduğunu bildirmişlerdir.

Jacobson ve arkadaşları^{7,8} yaptıkları çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazer kullanımında lazerin mine, dentin, sement ve kemik dokular üzerinde güvenli kullanımı olduğunu, çürüğün etkin bir şekilde temizlenebildiğini, konvansiyonel frez sistemine göre daha az ses oluşturduğunu, basınç ve pulpal dokuda ısı artışı oluşturmadığını ve böylece çocuk hastalarda kullanımında ağrı oluşturmadığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte ağrının elimine edilmesi için anesteziklerin kullanımından kaçınıldığı ve bunların yan etkilerinden ve anestezi sırasında ve sonrasında oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınılmış olunacağı da vurgulanmıştır.

Hadley ve arkadaşları⁵ konvansiyonel frez ve Er,Cr:YSGG lazer sistemlerinin çürüğün uzaklaştırılmasında ve kavite preperasyonunda kullanımının etkinliğini 30 gün ve 6 ay sonunda değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonuçlarında Er,Cr:YSGG lazerin kavite preperasyonu sırasında vibrasyon ve ses oluşturmadığını, hastalarda ağrı ve rahatsızlık oluşmadığını, yapılan kontrollerde pulpa dokusunun canlı olduğunu, tekrarlayan çürük oluşmadığını ve restorasyon retansiyonlarının başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

Dederich ve arkadaşları⁷¹ Er,Cr:YSGG lazerin mine asitlenmesinde, çürüğün uzaklaştırılmasında, kavite preperasyonunda, kemik dokusunda ve kök kanal tedavisinde kullanılabileceğini ve yanma yakma oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Hossain ve arkadaşları⁷⁷, Masuda ve arkadaşları⁷⁸ yaptıkları çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazer kullanımında kavite yüzeylerinin pürüzlü, düzensiz olduğunu, smear tabakası oluşmadığını, dentin tübüllerinin

ekspoze olduğunu, minimal termal hasar oluşturduğunu bulmuşlar ve lazerin kavite preparasyonunda güvenli bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Yapılan birçok çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin diş sert dokusu üzerinde pürüzlendirme etkinliği olduğu bildirilmiştir.^{6,16,19-22,77,79,80}

Wang ve arkadaşları⁸¹ yaptıkları bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin sert ve yumuşak doku üzerinde etkili bir kesme işlemi sağladığını, etkili hemostaz ve minimum doku kaybı ile birlikte minimal termal hasar oluşturduğunu bulmuşlar ve böylece minör cerrahi işlemlerinde rahatlıkla kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Yamazaki ve arkadaşları⁸², Chen⁸³, Soares ve arkadaşları⁸⁴, Jahan ve arkadaşları⁸⁵, Shoop ve arkadaşları⁸⁶ Er,Cr:YSGG lazerin kök kanal tedavisinde kullanımının etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, lazerin su soğutması ile birlikte kullanımda kök kanal duvarlarında smear tabakası ve debris uzaklaştırmada etkin olduğunu, kök kanal içeriğinin temizlendiğini ve antibakteriyel olduğunu bildirmişlerdir.

2.6 MİKROSIZINTI

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin tümünde tam bir adezyon sağlanamaması nedeniyle, diş sert dokuları ile restorasyon arasında mikro-aralıklar meydana gelmektedir. Bu aralıklardan; sıvıların, kimyasal maddelerin, iyonların ve bakterilerin restorasyon ile diş dokusu arasından geçişine '**mikrosızıntı**' denir. Mikrosızıntının en önemli sebebi restoratif materyalin diş dokusuna zayıf adaptasyonudur. Diğer bir sebep ise restoratif materyalin yerleştirilmesinden sonra fiziksel ve kimyasal değişikliklere bağlı materyalin büzülmesidir.^{87,88}

Pek çok restoratif materyalin değişik oranlarda mikrosızıntı göstermesi nedeniyle, mikrosızıntının tespit edilmesi ve incelenmesi ciddi bir problemdir. İyi bir marjinal adaptasyon, dolgu maddesinin yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması ile sağlanabilir. Restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmesi, ısısal genleşme katsayısı, çözünübilirliği gibi fiziksel özellikleri, restorasyon tekniğinin hatalı seçimi veya uygulanmasına bağlı olarak meydana gelen mikrosızıntı; postoperatif hassasiyet, restorasyonlarda kenar kırıkları, diş ile restorasyon arasında gıdalardan kaynaklanan boyanma ve bakteri penetrasyonu sonucu pulpada iltihabi değişiklikler ve tekrarlayan çürük oluşumuna neden olur.⁸⁸

Yapılan bir takım çalışmalarda lazer ve frez kavitelerinin yüzey pürüzlendirmede ve sızıntı üzerine etkinliği karşılaştırılmıştır:

Obeidi ve arkadaşları⁸⁹ Nd:YAG lazer ile hazırlanan sınıf V kavitelerdeki kompozit restorasyonların sızıntısını araştırdıkları çalışmalarında, lazerle hazırlanmış kavitelerde, frezle hazırlanan kavitelere göre daha az sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Hossain ve arkadaşları⁹⁰, Moshonov ve arkadaşları⁹¹, Görgül ve arkadaşları⁹², Quo ve arkadaşları⁹³, Ceballos ve arkadaşları⁹⁴, Aranha ve arkadaşları⁹⁵, Delme ve arkadaşları⁹⁶, Kıvanç⁹⁷ ve Arısu ve arkadaşları⁹⁸ Nd:YAG ve Er:YAG lazerler ile hazırlanan kavitelerdeki pürüzlendirme etkisinin ve mikrosızıntısını karşılaştırdıkları çalışmalarında, her iki grupta da lazer ve frez ile hazırlanan kavitelerdeki pürüzlendirme etkisi ve mikrosızıntı açısından bir fark oluşmadığını bildirmişlerdir.

Bununla birlikte Armengol ve arkadaşları⁹⁹ Er:YAG lazer, Neodymium: Yttrium, Aluminium, Pevroskite (Nd:YAP) lazer ve frez+asitle

pürüzlendirme ile hazırlanan sınıf V kavitelerdeki kompozit restorasyonların sızıntı değerlerini araştırmışlar ve her iki lazerle hazırlanan kavitelerin iyi bir tıkama sağlamadığı ve frez+asitle pürüzlendirme grubunun ortalama sızıntı değerlerinin altında bulunduğunu bildirmişlerdir.

Corona ve arkadaşları¹⁰⁰ Er:YAG lazer ve konvansiyonel frez sisteminin farklı sınıf V kavitelerdeki restorasyonların sızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında, restoratif materyale bağlı olarak Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin daha fazla sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Youssef ve arkadaşları¹⁰¹ yüksek turlu el aleti ve Er:YAG lazer ile hazırlanan minede fissür örtücü olarak akışkan kompozit rezin kullanıldığında in vitro olarak marjinal mikrosızıntıyı değerlendirmişlerdir. Asitle pürüzlendirme yapılan gruplarda sızıntı değerlendirildiğinde istatistiksel olarak bir fark olmadığını fakat sadece Er:YAG lazer kullanıldığında sızıntı değerlerinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Roebuck ve arkadaşları¹⁰² sınıf V kompomer rezin restorasyonlarda Er:YAG lazerin 3 farklı ışınlama seviyesini kullanarak sızıntısını incelemişler ve tüm gruplarda hem dentin hem de mine seviyesinde sızıntı olduğunu bildirmişlerdir.

Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile yapılan çalışmalarda ise Çehreli ve arkadaşları⁴¹ Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan süt dişlerinin oklüzal yüzeylerindeki fissür örtücülerin bağlanmasının mikrosızıntısını değerlendirmiş. Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan süt dişi örneklerinin sızıntısının asitle pürüzlendirilen örneklerle eşdeğer olduğunu ve asitle pürüzlendirme yerine kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Hossain ve arkadaşları¹⁷ süt dişlerinde frez ve Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan kavitelerin ardından kompozit rezin restorasyonların sızıntısını incelemişler ve sonuç olarak kavite yüzeylerinin rezin restorasyon için iyi bir adezyon gösterdiğini ve asitle pürüzlendirme basamağının atlatılabileceğini bildirmişlerdir.

Bununla birlikte, Gutknecht ve arkadaşları²³, Er,Cr:YSGG lazer, lazer sonrası asitle pürüzlendirme ve frez ile hazırlanan sınıf II kavitelerde kompozit dolguların sızıntısını araştırdıkları çalışmalarında, gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığını fakat Er,Cr:YSGG

lazer grubunda daha fazla boyanma olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak Er,Cr:YSGG lazerle hazırlanan kavitelerde asitle pürüzlendirme işlemi yapılmasını tavsiye etmişlerdir.

Ergücü ve arkadaşları¹⁰³ Er,Cr:YSGG ve frez ile hazırlanan sınıf V kavitelerdeki kompozit rezin restorasyonların sızıntısını inceledikleri bir çalışmada, lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta daha az sızıntı olduğunu bildirmişler ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme işlemini tavsiye etmişlerdir.

Adeziv rezin ile tamamen doldurulamayan ve submikron seviyesinde olan boşluklardan bakteri geçişi mümkün değildir fakat su ve bakteriyel ürünler (asitler, proteolitik ve hidrolitik enzimler) diş-restorasyon arasına nüfuz edebilirler. Bu sayede enzimler hibrit tabakasındaki kollajen ya da rezini hidrolize edebilirler ve sonuçta rezin-dentin bağlantısının devamlılığı tehlikeye girebilir ve bu da restorasyonun devamlılığını tehlikeye sokabilir.^{25,28,104-108}

2.7 NANOSIZINTI

Diş yüzeyine dentin adeziv sistemlerin mikro-mekanik adezyonu mikrosızıntıyı büyük ölçüde azaltır. Bununla birlikte adeziv rezinin demineralize dentine tamamen penetre olduğu ideal durum nadiren elde edilir. Bu durumda bile açığa çıkmış kollajen fibrilleri içinde bazı pürüzlü alanlar vardır. Bu pürüzlü yapı içerisine gümüş nitrat gibi solüsyonlar penetre olabilir ve buna da ‘**nanosızıntı**’ adı verilir. Nanosızıntı, hibrit tabakası içindeki kollajen fibrillerin etrafındaki nanometre boyuttaki boşluklarda oluşan sızıntıdır. Nanosızıntı, hibrit tabakasının kalitesi ve tıkamasında kullanılan önemli bir olaydır. Nanosızıntı, restorasyon içinde nanometrik boyutlardaki Ag iyonlarının kanallar boyunca yayılması şeklinde tanımlanmaktadır. Nanosızıntı için en önemli durum rezinin tamamen hibrit tabaka içine penetre olmamasına bağlı olarak sıvı penetrasyonu için aralık bırakmasıdır. Nanosızıntıda sıvı penetrasyonu dentin bonding ajanın başarısızlığına sebep olabilir.^{26,87}

Nanosızıntının oluşma nedenleri arasında adeziv rezinin demineralize dentin içerisine difüzyonunun tam olarak gerçekleşmemesi, etrafı rezin ile çevrili olmayan kollajenin ayrılması ya da polimerizasyon büzülmesi, primerdeki çözücünün tam olarak uzaklaştırılamaması, tam polimerize olmayan monomerlerin ortamdan uzaklaşması, kollajen veya rezin polimerin hidrolize olması ya da bozulması ve kollajenin yetersiz ıslanması sayılabilir.²⁸

2.7.1 Nanosızıntı Tipleri

2.7.1.1 Ağsı Yapıda (Retiküler) Nanosızıntı

Hibrit tabakası içerisinde rezin infiltrasyonunun tam olmadığı bölgelerde rastlanan nanosızıntıdır. Ağsı yapıda görünür ve bu görünüme ‘water tree’ oluşumları da denebilir.

2.7.1.2 Benekli Yapıda (Spotted) Nanosızıntı

Rezin tabakası içerisinde geçirgenliğin arttığı alanlarda Ag iyonları ile hidrofilik rezin bileşenleri arasındaki etkileşim sonucunda gözlenir.^{28,109}

Prati ve arkadaşları¹⁰⁵ kompozit rezin restorasyonlarda hibrit tabakanın geçirgenliğini değerlendirmişlerdir. Hibrit tabakasının içerisinde su damlacıklarının bulunduğunu ve bunun da hibrit tabakanın geçirgenliğinin bir indeksini temsil edeceğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda farklı dentin bonding sistemlerinin farklı nanosızıntı paterni gösterdiği bulgulanmıştır. Nanosızıntının kullanılan dentin bonding ajanının tipine, içeriğine, uygulama tiplerine göre değiştiği bununla birlikte Ag iyonlarının hibrit tabaka içerisinde görüldüğü bildirilmiştir.^{107,110-112}

Duarte ve arkadaşları¹¹⁰ adezivlerin dentine farklı uygulama zamanlarının nanosızıntı üzerine olan etkisini incelemişler ve fazla miktarda yapılan uygulamaların nanosızıntıyı etkilemediğini bildirmişlerdir.

Kullanılan adeziv tipinin nanosızıntıyı etkilediğini bildiren araştırmalar bulunmaktadır. Yuan ve arkadaşları¹¹³ dentin substratının ve kullanılan dentin bonding adeziv tipinin nanosızıntı oluşumunu etkileyip etkilemediğini değerlendirmişlerdir. Nanosızıntının değerlendirilmesinde istatistiksel olarak bir fark olmadığını fakat derin dentin tabakalarında all-in-one adezivin diğer gruplara göre daha fazla sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Pashley ve arkadaşları¹¹⁴ sert, abraze edilmiş koronal dentin üzerinde all-in-one adezivin tek ve iki basamaklı uygulanması arasındaki farkları incelemişler ve iki kat adeziv uygulanan grupta nanosızıntının daha fazla olduğunu fakat tek kat uygulanan grupta da hibrit tabaka boyunca nanosızıntı görüldüğünü bildirmişlerdir.

Tay ve arkadaşları¹¹⁵ iki basamaklı self-etch ve bir basamaklı self-etch adezivlerde nanosızıntı oluşumunun miktarını belirlemek için yaptıkları çalışmada, tüm örneklerde nanosızıntının oluştuğunu bulmuşlardır. Sert dentin yüzeyinde self-etch adezivler tarafından oluşturulan hibrit tabakası içerisindeki Ag iyonu emiliminin zorunlu olarak demineralizasyon derinliği ve rezin infiltrasyonunun farklılığından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Polimerize rezin matriks içerisinde tamamen uzaklaştırılamamış su tamamen polimerize olmamış rezin matriks ve/veya hidrojel formasyonu ile sonuçlanmış ve bu bölgelerde artmış geçirgenliğe sebep olduğu saptanmıştır.

Reis ve arkadaşları¹¹⁶ rezin dentin ara yüzünde farklı bonding stratejilerinin uzun dönemde oluşturduğu nanosızıntı paternlerini Transmission electron microscopy'de (TEM) incelemişlerdir. Farklı bonding stratejilerinde farklı miktarlardaki suyun sorumlu olduğu nanosızıntı belirlenmiş ve özellikle antibakteriyel florid içeren iki basamaklı self-etch primerlerin en az sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Hiraishi ve arkadaşları¹¹⁷ iki basamaklı self-etch primerlerin farklı su konsantrasyonu ile dayanıklılığını ve dentine bağlanma etkinliğini değerlendirmişlerdir. Rezin, su ve etanolün farklı konsantrasyonlarının bulunduğu gruplar içerisinde istatistiksel olarak en iyi bağlanma kuvvetinin sırasıyla, 7-rezin, 2-su ve 1-etanol oranlarında olan grupta olduğunu ve bu grubun minimal nanosızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Carvalho ve arkadaşları¹¹⁸ rezin simanların dentine bağlanması öncesinde bir basamaklı ve iki basamaklı self-etch primerlerin adeziv geçirgenliğini araştırmışlardır. Düşük viskoziteli bonding rezinin ilave olarak uygulandığında, Ag iyonu penetrasyon miktarının azalmasının rezin simanların dentine bağlanmasını arttırdığını bildirmişlerdir.

Bununla birlikte farklı dentin sistemlerinin nanosızıntıyı etkilemediğini bildiren araştırmacılar da bulunmaktadır. Suppa ve arkadaşları¹¹⁹ farklı bonding sistemlerinin rezin dentin ara yüzündeki nanosızıntı modellerini TEM ve Field emission in lens-scanning electron microscopy (FEI-SEM) de incelemişlerdir. Total-etch ve self-etch sistemlerinin tamamen dentin içeriğine infiltre olma yeteneğine sahip olmadığını ve tüm sistemlerde nanosızıntı oluştuğunu bildirmişlerdir.

Tay ve arkadaşları¹²⁰ self-etch adezivlerin kullanımında, rezin dentin ara yüzünün konvansiyonel ve ammoniakal gümüş nitratla muamele edildiğinde nanosızıntı oluşumu açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, her iki grupta da nanosızıntı oluşumu arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.

Hashimoto ve arkadaşları¹²¹ nanosızıntı varlığının rezin dentin bağlanma kuvvetlerinin in vitro etkilerinin mikro-gerilme bağlanma testi, Scanning electron microscopy-Energy Dispersive X-ray Spectrometry (SEM-EDX) ve TEM ile değerlendirmişlerdir. Su yada gümüş nitrat grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını ve farklı adezivler içerisinde bağlanma kuvvetleri ve nanosızıntı arasında bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir.

Guzmán-Armstrong ve arkadaşları¹²² rezin dentin ara yüzündeki nanosızıntı ve mikro-gerilme bağlanma kuvvetleri arasındaki ilişkiyi incelemişler ve mikro-gerilme bağlanma kuvvetleri ve nanosızıntı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte Pasquantonio¹²³ ve Breschi ve arkadaşları¹²⁴ yaptıkları çalışmalarda bağlanma kuvveti arttığında nanosızıntının azaldığını bildirmişlerdir.

Sunulan bu çalışmanın amacı süt dişlerinde lazer ve konvansiyonel frez yöntemi ile kavite hazırlanması ardından asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan kavitelerde restorasyon uygulanması sonrasında yüzey morfolojisinin değerlendirilmesi ve hibrit tabakasının kalınlığının ve içerisindeki Ag iyon miktarıyla belirlenen nanosızıntının karşılaştırılmasıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Kaviteilerin Hazırlanması

20 adet çürüksüz, yüzey kusuru olmayan süt azı dişi çekildikten sonra distile su içerisinde en fazla 1 ay süreyle saklandı.¹²⁵ Dişlerin bukkal, lingual/palatinal yüzlerine standart kavite hazırlanması ardından, lingual/palatinal yüzlerine asitle pürüzlendirme işlemi uygulanması planlandı. El aletleri ve düşük turlu, fırça uç ile su soğutması altında fissürlerin temizlenmesinden sonra dişler rasgele seçilerek 10'ar kaviteden oluşan 4 çalışma grubu oluşturuldu.

Grup 1: Er,Cr:YSGG lazer ile kavite hazırlanan grup (Lazer)

Grup 2: Er,Cr:YSGG lazer ile kavite hazırlanması ardından %35'lik fosforik asit jel uygulanan grup (Lazer+asit)

Grup 3: Konvansiyonel frez ile kavite hazırlanan grup (Frez)

Grup 4: Konvansiyonel frez sistemi ile kavite hazırlandıktan sonra %35'lik fosforik asit jel uygulanan grup (Frez+asit)

Dişlerin bukkal, lingual/palatinal yüzlerine periyodontal sond ile ölçümleri yapılarak 3x2 milimetre (mm) boyutlarında, 1.5 mm derinliğinde sınıf V kavite hazırlandı. Hazırlanan kavitelerin bukkal yüzleri standart kavite preperasyonu olarak bırakıldı ve lingual/palatinal yüzlere asitle pürüzlendirme işlemi uygulandı.

Lazer kaviteleri 2.78 μm dalga boyu, 140–200 μm atım aralığı ve atım tekrarlama oranı saniyede 20 (20 Hz) olan Er,Cr:YSGG lazer sistemi (Waterlase MD, Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA, Resim 1) ile hazırlandı. Çıkış gücü 0–6 W arasında değişen, ışın spotu boyutları 0.442 x mm² olan 750 μm çaplı fiber uç 2-3 mm mesafeden uygulandı.



Resim 1. Lazer Aleti

Kavite preparasyonunun başlangıcında süt dişi minesini kaldırmak amacıyla 6 W'lık odaklanmış ışın, kontak modunda, maksimum hava basıncı ve %32'lik su seviyesi ile uygulandı. Kaviter üretici firmanın talimatları doğrultusunda prepare edildi. Mine uzaklaştırma işlemi ilerledikçe ve dentine yaklaşıldıkça güç 3.5 W'a indirilerek, hava seviyesi %70 ve su seviyesi %65'e ayarlandı. Kavite preperasyonu kontaksız (non-kontakt) modda dikkatlice bitirildi. Mekanik kaviterler ise yüksek hızlı turlu alet kullanılarak #3411 no'lu elmas frez (Shofu Inc., Kyoto, Japan) ile hazırlandı.¹⁷

3.2 Kaviterlerin Asitle Pürüzlendirilmesi

Kaviterler lazer ve frez sistemi ile hazırlandıktan sonra asitle pürüzlendirme işlemi uygulandı. Asitle pürüzlendirme işleminde %35'lik fosforik asit (3M Scotchbond™ Etchant Delivery System, 3M ESPE, St Paul, USA, Resim 2) üretici firmanın talimatları doğrultusunda yüzeylere 15 sn süreyle uygulandı, 30 sn yıkanıp 20 sn hava spreyi ile kurutuldu.



Resim 2. Pürüzlendirme Ajanı

3.3 Bonding Ajan Uygulanması

Kavitelerin hazırlanmasından sonra, dentin bonding ajan (Adper™ Single Bond, 3M ESPE, St Paul, USA, Resim 3) üretici firmanın talimatları doğrultusunda kavite yüzeyine uygulanıp ve 20 sn ışınlama yapıldı.



Resim 3. Dentin Bonding Ajan

Kullanılan dentin bonding ajanının içerisinde bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), dimetakrilat, poliakrilik ve poliitakonik asidin metakrilik kopolimeri, fotoiniyatörler, su ve etanol bulunmaktadır.

3.4 Rezin Restorasyon

Bonding ajan uygulanmasının ardından A1 renkli, ışııkla sertleşen kompozit rezin dolgu materyali (Filtek™ Z250, 3M ESPE, St Paul, USA, Resim 4) 1mm'lik tabakalar halinde inkremental teknikle kaviteye yerleştirildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda A1 renkli kompozitin polimerize olması için 20 sn ışıık uygulandı ve dişlerin restorasyonu tamamlandı



Resim 4. Kompozit Rezin

3.5 Örneklerin Hazırlanması

Kompozit rezin ile restorasyonu tamamlanan örnekler distile su içerisinde bekletildi. L şeklinde akrilik bloklar hazırlandı ve dişlerden bünyesindeki kesme cihazı ile G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında (Mecatome T201 Presi, France, Resim 5) 0.9 mm'lik kesitler alındı.



Resim 5. Kesme Cihazı

Alınan bu kesitlerin ara yüzeyleri dolgu sınırından 1-2 mm açıkta kalacak şekilde tırnak cilası ile kapatıldı. Kesitler %50'lik ammoniakal gümüş nitrat çözeltisi¹²⁰ içerisinde 24 saat (sa) bekletildi. 24 sa sonra ammoniakal gümüş nitrat içerisinde çıkartılan örnekler 5 dk akan su altında yıkandı. Daha sonra photo (banyo) developing solüsyonunda ve flüoresan ışık altında 8 sa süreyle tutuldu. Banyo solüsyonundan çıkartılan örnekler 5 dk akan su altında yıkandı. Hazırlanan örnekler parlatma cihazında (Mecapol P 230, Resim 6) sırasıyla 600-1200-2400 silikon karbid zımparalar kullanılarak, su altında zımparalanıp, elmas pasta (Presi, France, Resim 7) ile cilalandı.



Resim 6. Parlatma Cihazı



Resim 7. Elmas Pasta

Cilalanan bu örnekler depozitlerin giderilmesi için ultrasonik temizleyicide 30 sn tutuldu. Oluşan smear tabakasının kaldırılması için 3 sn %5'lik fosforik asit uygulandı ve örnekler 5 sn %40'lık etanol solüsyonunun uygulanması ardından 24 sa kurumaya bırakıldı.¹²⁶

3.6 Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işınları Spektroskopisi (SEM-EDX) ile İncelenmesi

Yüzey parlatma işlemlerinin ardından hazırlanan örnekler G.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Metal Eğitimi Bölümü araştırma laboratuvarında taramalı elektron mikroskobunda (SEM, Jeol 6060, Japan, Resim 8). incelendi Yapılan ölçümlerde hibrit tabası kalınlığı ve yüzey morfolojisi SEM ile ve o bölgedeki silisyum (Si), Ag, Ca ve karbon (C) elementlerinin analizi ise Enerji Dağılımlı X-Işınları Spektroskopisi ile (SEM-EDX) ile değerlendirildi.

Lazer grubu (Grup 1) ve frez grubu (Grup 3)'nun değerlendirmelerinde rezin dentin ara yüz morfolojisi SEM ile ve rezin dentin ara yüzünde Ag iyonlarının varlığı, hibrit tabaka görülemediği için SEM-EDX'te **çizgisel tarama yöntemi** ile değerlendirildi.¹¹¹

Lazer+asit (Grup 2) ve frez+asit grubunda (Grup 4) rezin dentin ara yüz morfolojisi, kavite tabanında eşit mesafelerdeki 3 bölgede hibrit tabakasının kalınlığı SEM ile ve o bölgedeki Ag iyonlarının miktarının SEM-EDX'te ölçülmesi ile örnekler nanosızıntı açısından değerlendirildi.¹²⁵



Resim 8. SEM Cihazı

3.7 İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmelerinde Statistical Packages for Social Sciences (SPSS) 15.0 for Windows kullanıldı.

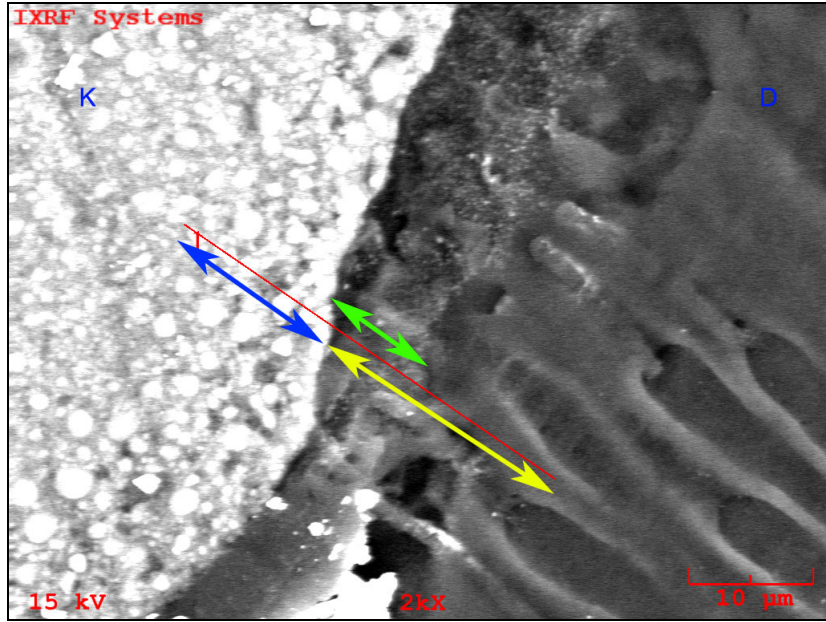
Toplanan verilerde, grup içi hibrit tabakalarının kalınlıklarının ortalaması ve Ag iyon miktarlarının ortalamaları nanosızıntı açısından değerlendirildi. Gruplar arası hibrit tabaka kalınlıkları arasında fark olup olmadığı, hibrit tabaka kalınlığının artması ve Ag iyon miktarı arasındaki ilişki grup içi ve gruplar arasında karşılaştırmalı olarak, tek yönlü anova testi ve Spearman korelasyon katsayısı ile değerlendirildi. $P < 0.05$ düzeyindeki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 Örneklerin SEM ve SEM-EDX İncelemeleri

4.1.1 Lazer Grubu (Grup 1) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri

Grup 1'in değerlendirmelerinde SEM-EDX'te çizgisel tarama yöntemi kullanıldı (Resim 9, Şekil 1).



Resim 9.Grup 1'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Çizgisel Tarama Görüntüsü (× 2000)

K. Kompozit rezin bölgesi

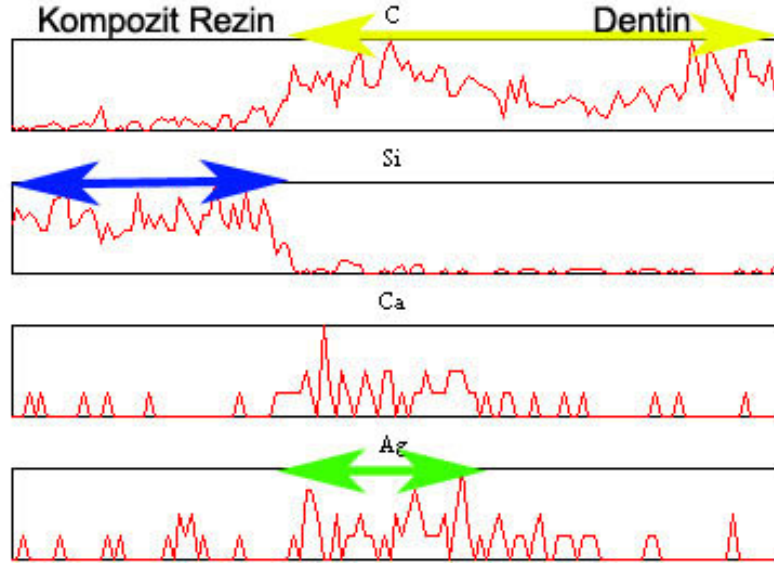
D. Dentin bölgesi

Kırmızı Çizgi. Tarama yapılan bölge

Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Resin dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.



Şekil 1. Grup 1'e Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

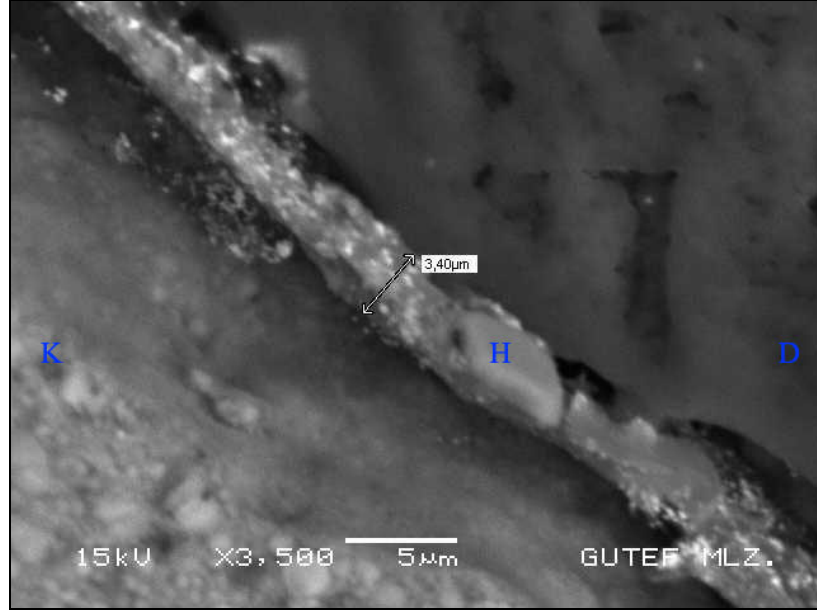
Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Rezın dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.

Tüm örnekler kompozit rezin bölgesinden dentin bölgesine doğru çizgisel tarama yöntemi ile değerlendirildi. Kompozit rezin bölgesinde Si elementi yüksek değerlerde bulgalandı (Mavi Ok). Rezın dentin ara yüzünde Ag iyon miktarının arttığı gözlemlendi (Kırmızı Ok). Dentin bölgesinde C elementinin yüksek olduğu bulgalandı (Sarı Ok).

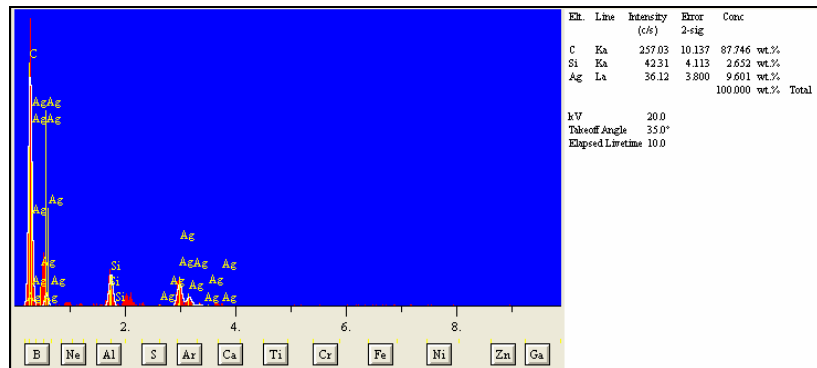
4.1.2 Lazer+asit Grubu (Grup 2) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri

Grup 2’de SEM’de hibrit tabakanın kalınlığı ölçüldü ve SEM-EDX ile bölgedeki Ag iyon miktarları saptandı (Resim 10, Şekil 2).



Resim 10. Grup 2’ye Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü ve Hibrit Tabakasının Kalınlığının Ölçülmesi (× 3500)

- K. Kompozit rezin bölgesi
- H. Hibrit tabaka
- D. Dentin bölgesi



Şekil 2. Grup 2’ye Ait Bir Örneğin SEM-EDX Analizi

Örneklerin çoğunda rezin dentin ara yüzünde hibrit tabakası oluşumları izlendi, ölçümleri yapıldı. Hibrit tabakası içerisinde Ag iyonları izlendi. Bu tabakaların kalınlık ölçümleri ve analizleri yapıldı (Tablo 2,3).

Tablo 2. Lazer+asit Grubunun (Grup 2) Hibrit Tabakası Kalınlıklarının ve Ag İyon Miktarlarının Ölçümleri

Diş No	1.Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	1.Bölge Ag iyon (%)	2. Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	2.Bölge Ag iyon (%)	3. Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	3.Bölge Ag iyon (%)
1	3.98	23	3.83	1.44	2.60	1.38
2	2.45	19.77	2.78	8.44	3.20	0.92
3	3.44	1.5	5.50	0.73	3.98	3.93
4	5.90	4.40	4.69	19.03	6.05	62.05
5	6.53	6.72	5.45	37.16	4.90	35.66
6	3.21	2.28	3.89	1.82	4.80	5.14
7	4.05	4.29	1.50	4.98	4.55	2.32
8	4.22	8.99	3.48	1.14	4.60	3.56
9	5.11	6.78	6.80	6.78	1.88	16.83
10	3.40	9.60	7.28	5.65	3.69	22.81

Tablo 3. Grup 2 ve Grup 4'ün Hibrit Tabakası Kalınlığı ve Ag İyon Miktarlarının İstatistiksel Değerlendirmesi

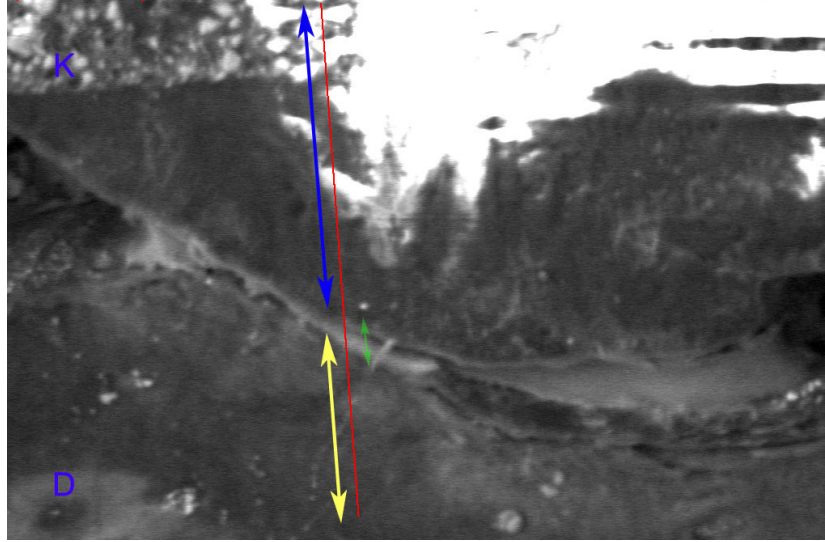
Gruplar	Hibrit Tabakası (µm) En Az	Hibrit Tabakası (µm) En Fazla	Hibrit Tabakası (µm) Ortalama	Ag Miktarı (%) En Az	Ag Miktarı (%) En Fazla	Ag Miktarı (%) Ortalama
Grup 2	1.50	7.28	4.25±1.41	0.73	62.05	10.97±13.81
Grup 4	2.80	7.10	5.24±1.07	0.77	81.90	22.79±21.62

Lazer+asit grubunun (Grup 2) hibrit tabaka ölçümlerinde kalınlıkların 1.50-7.28 µm arasında olduğu bulundu. Ortalamalar ise 4.25±1.41 µm olarak saptandı (Tablo 3).

Grup 2'nin Ag iyon miktarlarının ölçümleri ise % 0.73-62.05 arasında bulundu. Ortalamalar ise % 10.97 ±13.81 olarak saptandı (Tablo 3).

4.1.3 Frez Grubu (Grup 3) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri

Tüm örnekler kompozit rezin tarafından dentin bölgesine doğru çizgisel tarama yöntemi ile değerlendirildi (Resim 11, Şekil 3).



Resim 11. Grup 3'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü
(× 2000)

K. Kompozit rezin bölgesi

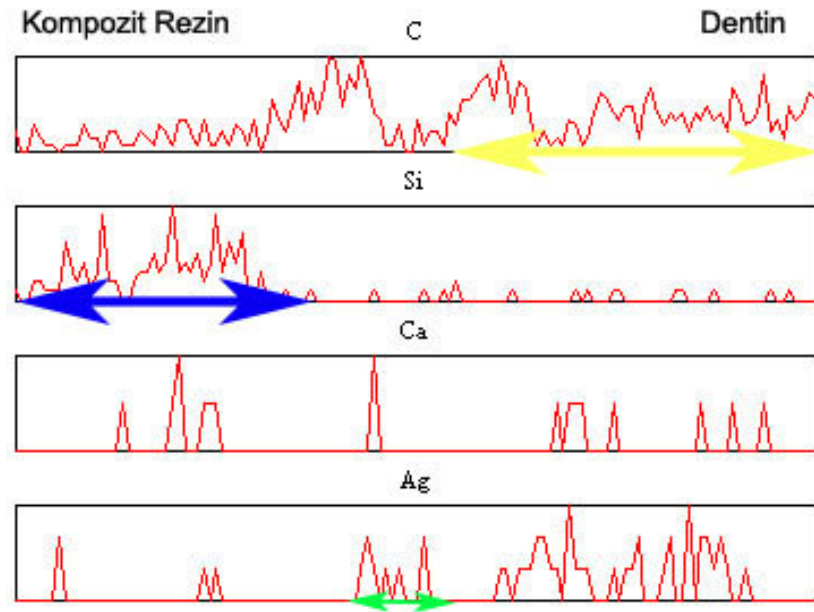
D. Dentin bölgesi

Kırmızı Çizgi. Tarama yapılan bölge

Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Resin dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.



Şekil 3. Grup 3'e Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

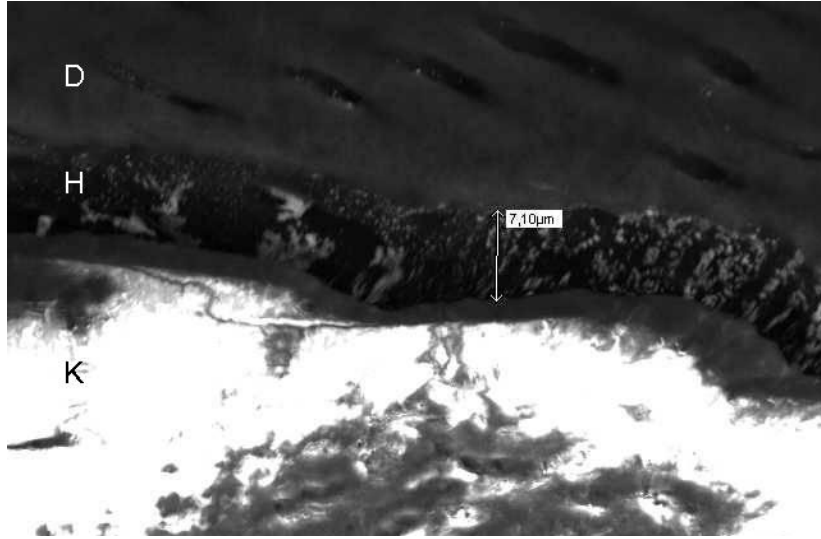
Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Rezine dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.

Başlangıçta Si elementinin miktarı yüksek değerlerde bulgalandı. Rezine dentin ara yüzünden dentin bölgesine doğru Ag iyon miktarının arttığı gözlemlendi.

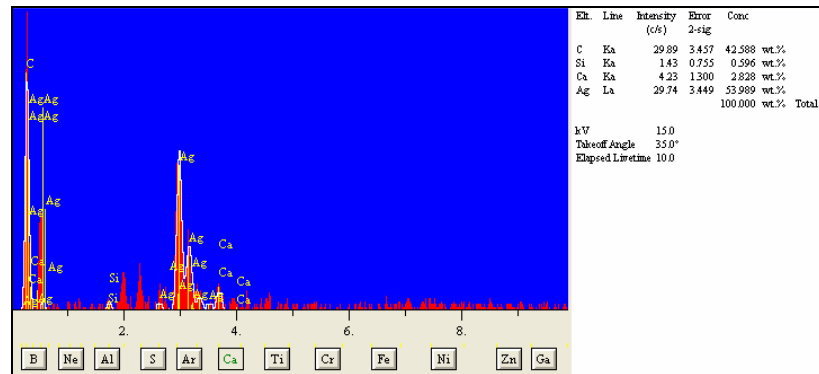
4.1.4 Frez+asit Grubu (Grup 4) SEM ve SEM-EDX İncelemeleri

Grup 4'de hibrit tabakanın kalınlığının ölçülmesinin ardından SEM-EDX ile bölgedeki Ag iyon miktarları saptandı (Resim 12, Şekil 4).



Resim 12. Grup 4'e Ait Bir Örnekten Alınan Kesitin SEM Görüntüsü ve Hibrit Tabakasının Kalınlığının Ölçülmesi (× 2000)

- D. Dentin bölgesi
- H. Hibrit tabaka
- K. Kompozit rezin bölgesi



Şekil 4. Grup 4'e Ait Bir Örneğin SEM-EDX Analizi

Rezin dentin ara yüzünde hibrit tabakası oluşumları izlendi, ölçümleri yapıldı. Hibrit tabakası içerisinde Ag iyonları izlendi. Bu tabakaların ölçümleri ve analizleri yapıldı (Tablo 3,4).

Tablo 4. Frez+asit Grubunun (Grup 4) Hibrit Tabakası Kalınlıklarının ve Ag İyon Miktarlarının Ölçümleri

Diş No	1.Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	1.Bölge Ag iyon (%)	2. Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	2.Bölge Ag iyon (%)	3. Bölge Hibrit Tabaka Kalınlığı (µm)	3.Bölge Ag iyon (%)
1	5.31	37.15	4.85	4.40	5.47	7.37
2	7.10	53.98	6.69	29.11	4.91	81.90
3	5.40	0.77	6.77	1.06	2.80	68.15
4	3.38	5.25	5.20	73.32	5.19	3.26
5	3.76	0.79	5.95	18.83	6.32	2.57
6	4.55	21.24	6.18	23.16	4.02	14.43
7	3.94	5.79	5.13	18.98	4.80	13.65
8	5.73	13.78	6.23	28.62	4.13	15.67
9	4.34	10.96	5.73	32.76	6.43	29.98
10	6.39	11.18	6.19	27.94	4.49	27.77

Frez+asit grubunun (Grup 4) hibrit tabakaların ölçümlerinde kalınlıkların 2.80-7.10 µm arasında olduğu bulundu. Ortalamaların ise 5.24 ± 1.07 µm olduğu saptandı (Tablo 3).

Grup 4'ün Ag iyon miktarlarının ölçümleri ise % 0.77-81.90 arasında bulundu. Ortalamalar ise 22.79 ± 21.62 olarak saptandı (Tablo 3).

Grup 2 ve grup 4 arasında istatistiksel değerlendirme yapıldı. Lazer+asit (Grup 2) ve frez+asit (Grup 4)'ten elde edilen hibrit tabakası kalınlıkları ve Ag iyon miktarları da Tablo 2 ve 4'te verildi. Grup ortalamaları ve gruplar arası karşılaştırmalar Tablo 3'te verildi.

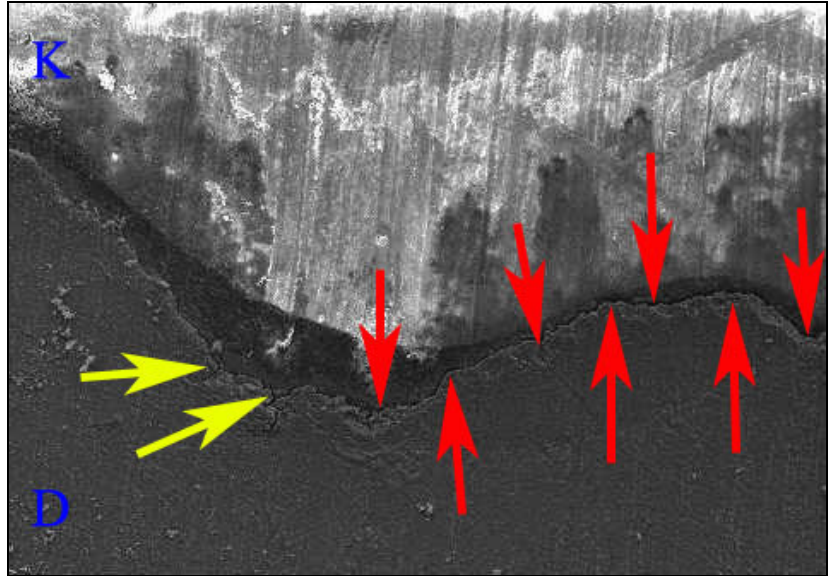
Gruplar arasında yapılan tek yönlü Anova testi sonuçlarına göre; hibrit tabakaları kalınlıklarının ölçümlerinde grup 4'te hibrit tabakasının daha kalın olduğu ve grup 2 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($P < 0.05$).

Gruplar arasında tek yönlü anova testi ile analiz yapıldı. Ag iyon miktarları ölçümlerinde grup 4'te daha fazla Ag iyonu penetrasyonu olduğu ve grup 2 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($P<0.05$).

Grup içi ve gruplar arası yapılan Spearman korelasyon katsayısı değerlendirmesi sonucu hibrit tabakasının kalınlığının artması ile Ag iyon miktarı artması arasında istatistiksel olarak anlamlılık olmamakla birlikte hibrit tabakasının kalınlığının yüksek olduğu grup 4'te Ag iyon miktarı fazla bulundu ($P>0.05$).

4.2 Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesi

Lazerle kavite preperasyonları (asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan) hazırlandıktan sonra incelenen tüm örneklerin kavite tabanında düzensizlik ve birkaçında ise mikro-çatlak oluşumu gözlemlendi (Resim 13).



Resim 13. Er,Cr:YSGG Lazer ile Kavite Preperasyonu Yapılan Bir Örnekte Mikro-çatlak Oluşumu ve Kavite Yüzeyinin Girintili Çıkıntılı Oluşu (× 250)

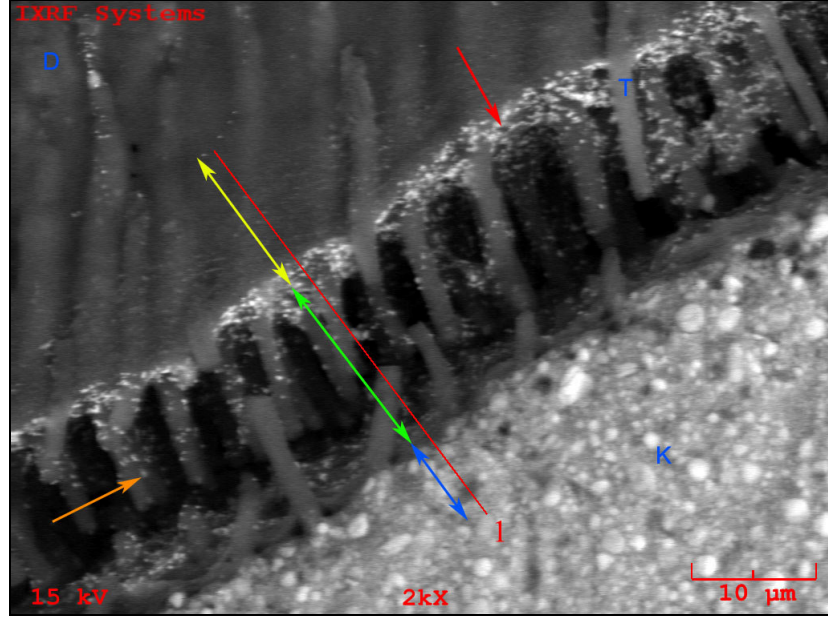
K. Kompozit rezin bölgesi

D. Dentin bölgesi

Kırmızı Ok. Kavite tabanındaki girinti ve çıkıntılar

Sarı Ok. Mikro-çatlak oluşumu

Lazerle kavite preperasyonları (asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan) hazırlandıktan sonra incelenen örneklerin bazı bölgelerinde mekanik bağlanma oluşmadığı ve rezin tag'larda kopmalar olduğu gözlemlendi. Ag iyonlarının rezin-dentin ara yüzünde ve daha çok dentine yakın bölgede olduğu gözlemlendi (Resim 14, Şekil 5).



Resim 14. Grup 1'den Alınan Bir Örnekte Resin Tag'ların Kopma Görüntüsü (× 2000)

D. Dentin

K. Kompozit rezin

T. Resin tag

Kırmızı Çizgi. Çizgisel tarama yapılan bölge

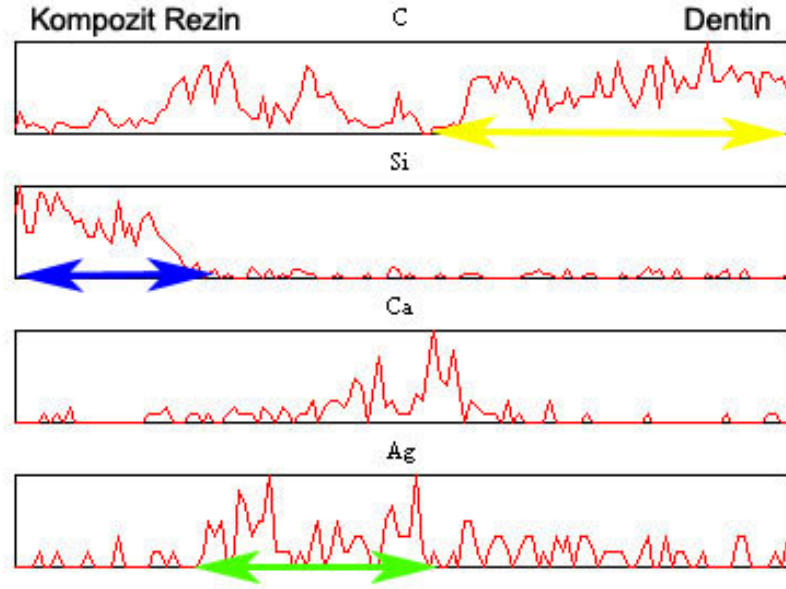
Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan tarama

Yeşil Ok. Resin dentin ara yüzünde yapılan tarama

Mavi Ok. Kompozit Resin bölgesinde yapılan tarama

Kırmızı Ok. Ag iyonlarının dentin bölgesinde birikimi

Turuncu Ok. Tag'ların üzerindeki Ag iyonu



Şekil 5. Grup 1'den Alınan Bir Örnekte Çizgisel Tarama

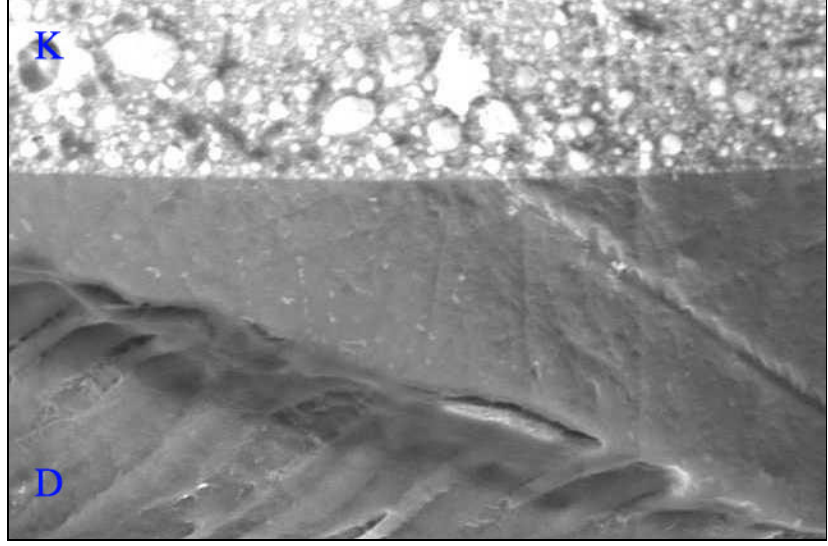
Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan tarama

Yeşil Ok. Rezın dentin ara yüzünde yapılan tarama

Mavi Ok. Kompozit Rezın bölgesinde yapılan tarama

Lazerle kavite preperasyonları (asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan) hazırlandıktan sonra incelenen yüzeylerin hepsinde Ag iyonlarının daha çok rezın dentin ara yüzünde, dentine yakın bölgede olduğu ve tag'ların üzerlerinde Ag iyonları olduğu ve mekanik bağlanma oluşmadığı izlendi.

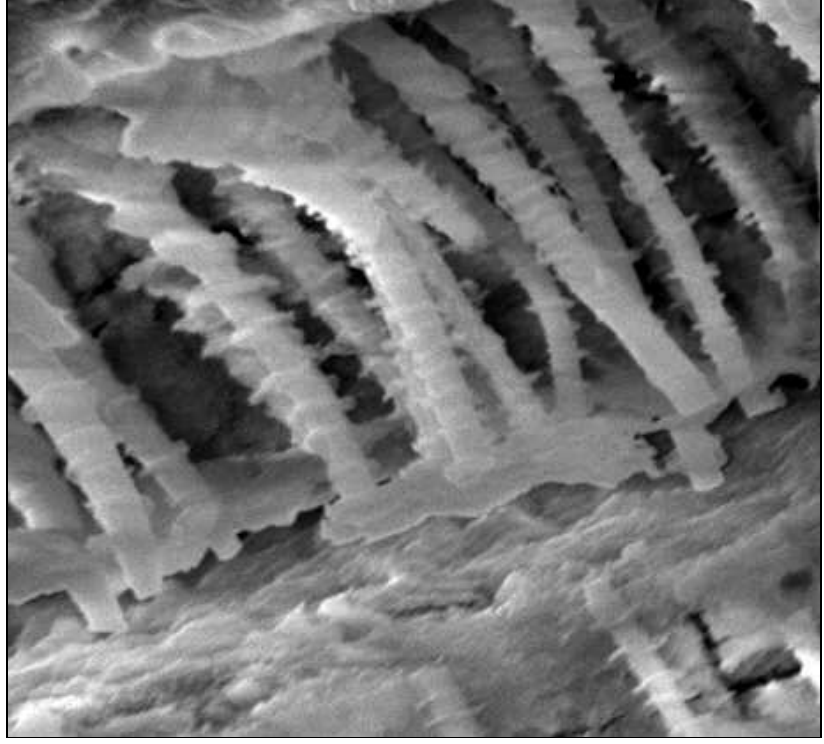
Lazer grubunda (Grup 1) çoğu örnekte gap oluşumu izlenmedi (Resim 15).



Resim 15. Lazer Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü (× 2000)

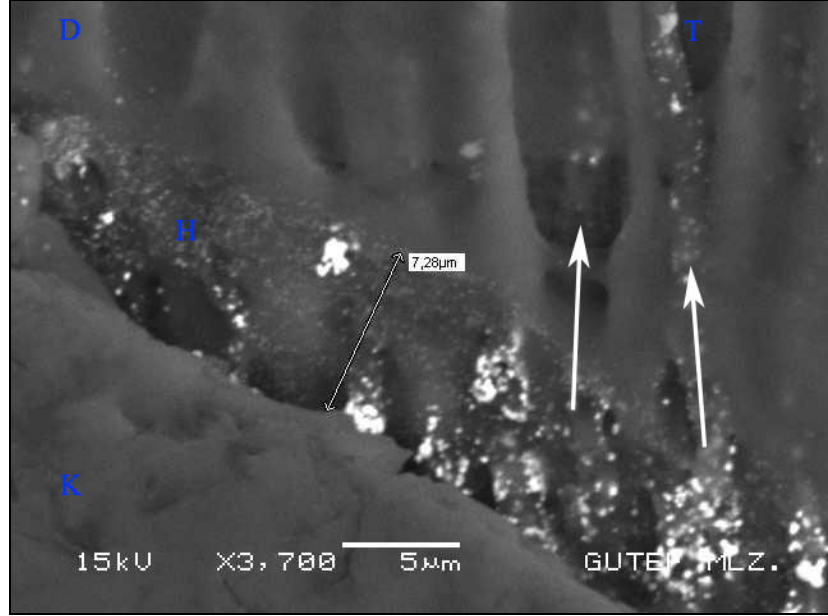
K. Kompozit rezin bölgesi
D. Dentin bölgesi

Lazer+asit (Grup 2) grubunun çoğu örneğinde rezin tag'ların arttığı gözlemlendi (Resim 16).



Resim 16. Grup 2'den Alınan Bir Örnekte Rezin Tag'ların Oluşumu
(× 3500)

Asitle pürüzlendirilen grupların (Grup 2, 4) çoğunda Ag iyonlarının sadece hibrit tabaka içerisinde değil dentin tübülleri içerisine doğru penetre olduğu gözlemlendi (Resim 17).



Resim 17. Ag İyonlarının Dentin Tübülleri İçerisine Penetrasyonunu Gösteren Bir Örnek (× 3700)

K. Kompozit rezin bölgesi

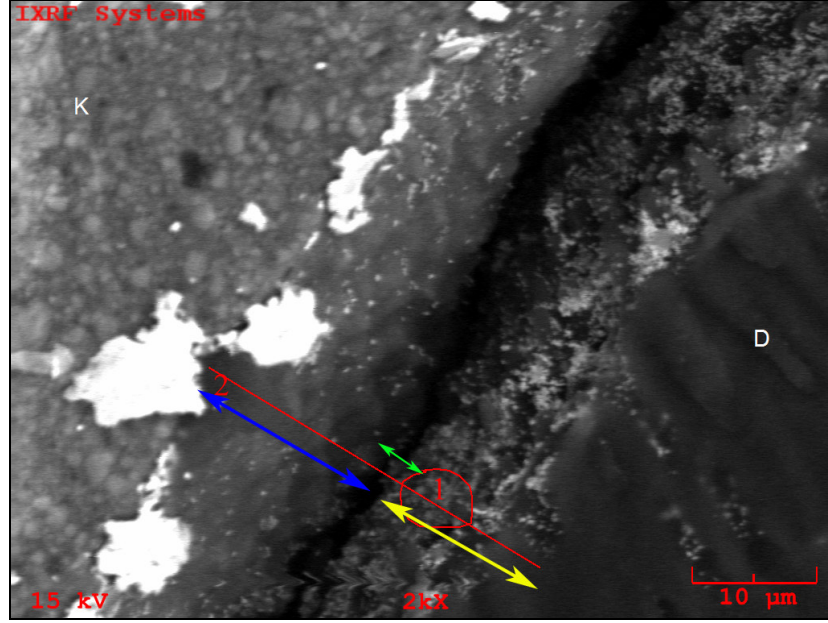
H. Hibrit tabaka

D. Dentin bölgesi

T. Dentin tübülü

Beyaz Ok. Dentin tübülleri içerisine Ag iyonlarının penetrasyonu

Lazer+asit grubunun çizgisel tarama ile incelenen birkaç yüzeyinde gap oluşumu olarak izlenen bölgenin (mavi çizgi) aslında gap oluşumdan ziyade artefakt olduğu yapılan çizgisel analiz sonucu belirlendi (Resim 18, Şekil 6).



Resim 18. Lazer+asit Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü (× 2000)

K. Kompozit rezin bölgesi

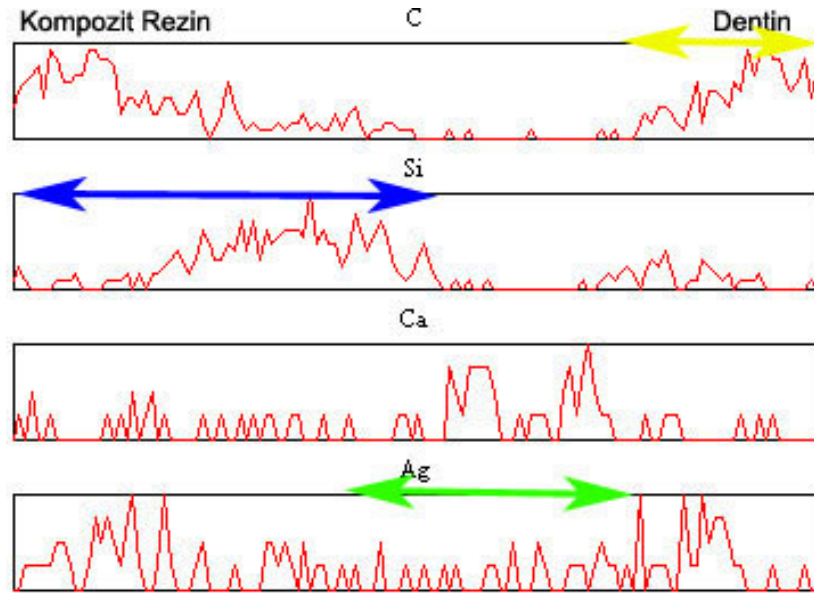
D. Dentin bölgesi

Kırmızı Çizgi. Tarama yapılan bölge

Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Resin dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.



Şekil 6. Lazer+asit Grubuna Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi

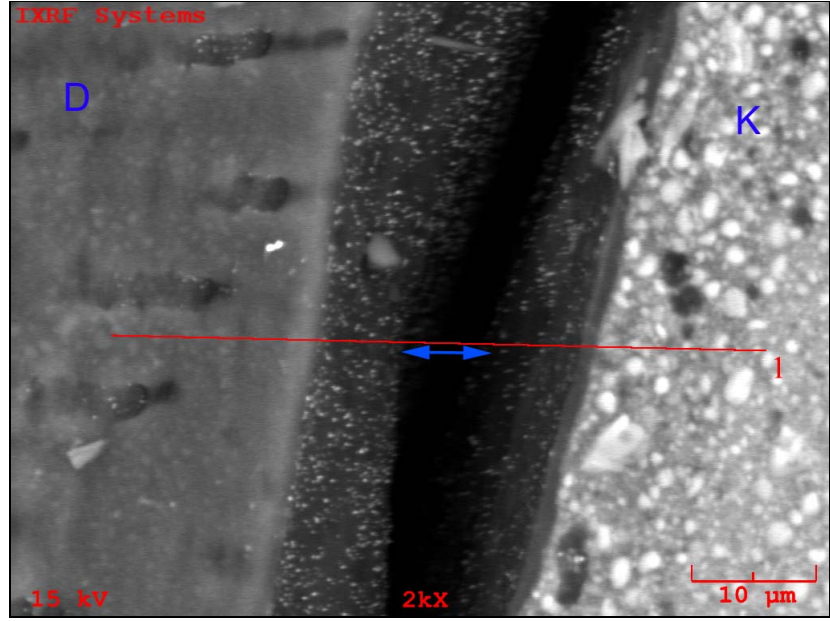
Sarı Ok. Dentin bölgesinde yapılan analiz

Mavi Ok. Kompozit rezin bölgesinde yapılan analiz

Yeşil Ok. Resin dentin ara yüzünde yapılan analizi göstermektedir.

Yapılan çizgisel taramada analiz yapılabilmesi o bölgenin gap olmadığını göstermektedir.

Frez grubundaki örneklerin çoğunda gap oluşumları izlendi (Resim 19, Şekil 7).



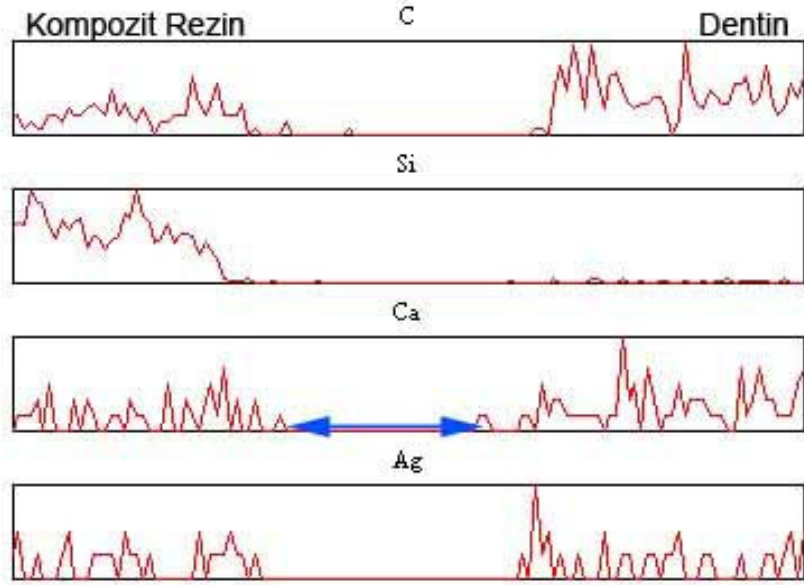
Resim 19. Frez Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü (× 2000)

K. Kompozit rezin bölgesi

D. Dentin bölgesi

Kırmızı Çizgi. Tarama yapılan bölge

Mavi Ok. Rezin-dentin ara yüzde analiz yapılamayan bölge

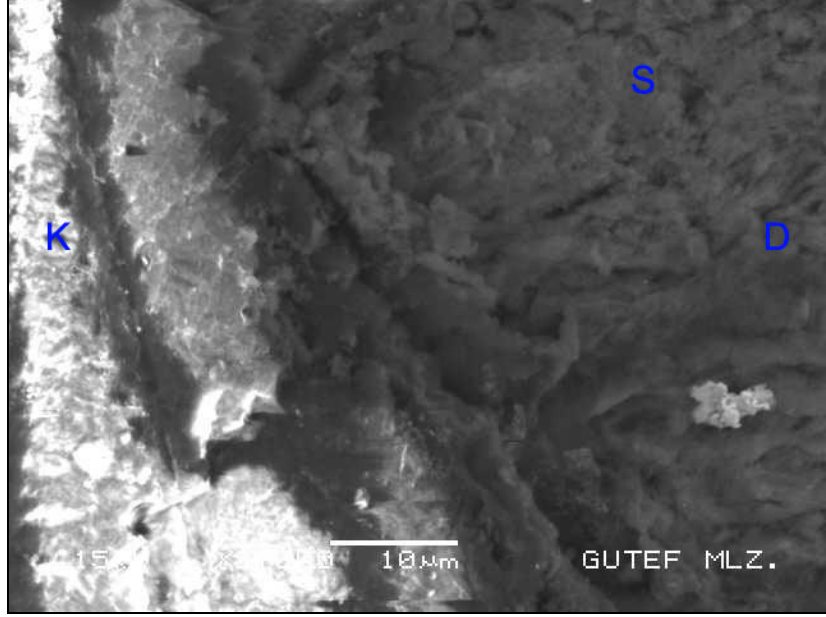


Şekil 7. Frez Grubuna Ait Bir Örneğin Çizgisel Tarama Yöntemi

Mavi Ok. Rezın-dentin ara yüzünde analiz yapılamayan bölge

İncelenen örnekte rezın dentin ara yüzünde gap oluşumları izlendi. Çizgisel tarama yöntemi uygulandı. Bu bölgede tarama yapılamadı ve şekilde bu bölge düz çizgi olarak izlendi. Görüntüde gap olarak izlenen bölgede analiz yapılamaması bu bölgenin gap oluşumu olduğunu göstermektedir (Resim 19, Şekil 7).

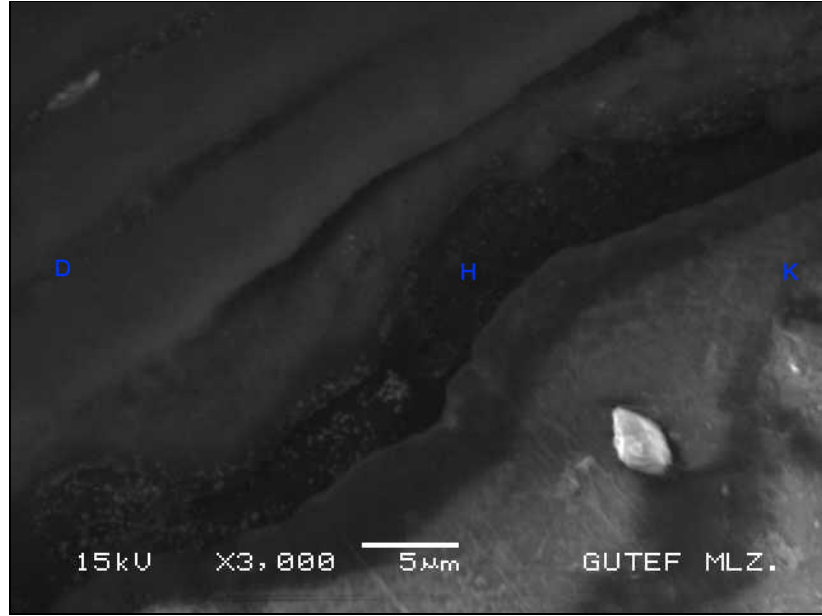
Asit uygulanmayan tüm frez kavitelerinin yüzeylerinde (Grup 3) smear tabakası oluşumları izlendi (Resim 20).



Resim 20. Smear Tabakası Oluşumu Gösteren Bir Örnek (× 2000)

- K.** Kompozit rezin
- D.** Dentin
- S.** Smear tabakası

Frez+asit grubundaki örneklerin çoğunda gap oluşumları izlenmedi (Resim 21).



Resim 21. Frez+asit Grubuna Ait Bir Örneğin SEM Görüntüsü (× 3000)

- K.** Kompozit rezin bölgesi
- H.** Hibrit tabaka
- D.** Dentin bölgesi

5.TARTIŞMA

Başarılı bir restorasyon için rezin dentin birleşim yüzeyinde iyi bir adezyonun sağlanamaması, restorasyon kenarında açıklığa ve bu da zamanla marjinalde kırılmaya, dentin hassasiyetine, sekonder çürüğe ve pulpal irritasyona sebep olabilir. Sızıntının engellenmesi restorasyonların uzun ömürlü olması için çok önemlidir.¹ Bir materyalin dişe bağlanma kuvveti ve sızıntı özelliği restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörler olması nedeniyle özellikle çocuk diş hekimliğinde kullanılan materyalin kaviteye çabuk ve kolayca yerleştirilmesi, ideal klinik şartların sağlanmadığı durumlarda bile diş yapılarına bağlanmaları ve en düşük sızıntı değerine sahip olması beklenmektedir. Ayrıca yapılan çoğu çalışmada bağlantı kalitesinin artmasıyla nanosızıntının azaldığı bildirilmektedir.^{123,124}

Adezyon içerikli in vitro çalışmalar, in vivo çalışmalar için bir rehber görevi üstlenmektedir. Çekilmiş dişler üzerinde yapılan in vitro nanosızıntı çalışmalarında kullanılan dişlerin saklanma koşullarının önemli olduğunu, dişlerin saklandığı solüsyonların yapılan deneyleri etkilediğini bildiren birçok araştırma bulunmaktadır:

Li ve arkadaşları¹²⁷ örneklerin uzun süre suda bekletilmesinin nanosızıntı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, uzun süre suda bekletilen örneklerde nanosızıntının daha fazla olduğu bunun nedeninin de daha fazla hidrolitik atağa uğramış olabileceğini bildirmişlerdir.

Reis ve arkadaşları¹²⁸ 90 gün suda bekletilen örneklerin rezin dentin ara yüzlerinin morfolojisini ve nanosızıntı değerlerini inceledikleri çalışmalarında, Adper Prompt L Pop'un 1. gün ortalamalarında en az nanosızıntıyı gösterdiğini, buna rağmen 60.ve 90.günlerdeki ortalamalarda nanosızıntının arttığını bildirmişlerdir.

Tay ve arkadaşları¹²⁹ rezin dentin ara yüzündeki su Emilimi ile birlikte örneklerin suda bekletmenin nanosızıntı üzerine olan etkilerini incelemişler ve suda bekletmenin nanosızıntıyı etkilediğini ve yapay tükürük içerisinde 12 aylık bekleme süresinin 1 aylık beklemeye ve 12 ay yağda beklemeye oranla daha fazla Ag iyonu içerdiğini bildirmişlerdir.

Reis ve arkadaşları¹²⁵ üç farklı adeziv rezin dentin bağlanmasında nemi mikro-bağlanma ve nanosızıntı üzerine olan etkisini

araştırdıkları çalışmalarında, suda bekletilen örneklerde mikro-bağlanmanın azaldığı ve daha fazla nanosızıntı olduğunu bildirmişlerdir.

Yamazaki ve arkadaşları¹³⁰ zaman içerisinde deproteinize rezin dentin ara yüzünde yapılan mekanik yükleme döngüsünün nanosızıntı üzerine olan etkisini incelemişlerdir. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında mekanik yükleme döngüsü yapılan grubun daha fazla nanosızıntı gösterdiği ve 6 ay suda bekletilen örneklerin daha fazla nanosızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yukarıda belirtilen araştırmacıların doğrultusunda bizim çalışmamızda da dişlerin üzerindeki depozitler giderildikten sonra tüm örnekler aynı süreyle bekletilmiştir.

Dentin yüzeyinde kavitelerin hazırlanmasında birçok yöntem kullanılmaktadır. Çalışmamızda lazer ve geleneksel frez yöntemi kullanılmıştır. Kullanılan lazer tipi (Er,Cr:YSGG lazer) hem yumuşak hem de sert dokuda kullanılabilir. Hem yumuşak hem de sert dokuda kullanılabilen lazerin watt ayarlarının artmasında karbonizasyon etkileri ile karşılaşmaktadır. Yapılan in vivo çalışmalarda ise watt ayarların artmasıyla pulpa odasında ısı artışı, pulpal enflamasyon ve hastada ağrı oluşumu ile karşılaştığı bildirilmektedir.^{7,8,17,131} Aynı zamanda bu sistemde su ve hava ayarlarının azalmasıyla dentin dokusunda karbonizasyon etkileri de saptanmıştır.^{10-12,17,131-134} Bu nedenlerden dolayı uygulanan lazer, üretici firmanın süt dişi mine ve dentininin kaldırılmasında önerilen watt'larda, uygun hava ve su oranlarıyla kullanılmıştır. Başlangıçta minenin kaldırılmasında 6 W'la başlanmış ve dentin dokusuna ulaşıldığında 3.5 W'a düşürülmüştür.

Süt ve daimi dişler kullanılarak yapılan in vitro çalışmalarda Er,Cr:YSGG lazerle hazırlanan kavitelerde dentin yüzeyinin düzensiz olduğu^{6,80,90,103,134-139}, smear tabakası içermediği^{6,9,17,80,90,96,103,134-144}, dentin tübüllerinin ekspoze olduğu^{6,90,96,103,134,136-141,143,144} ve dolayısıyla diş sert dokusuna bağlanmayı arttırabileceği bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızda da lazer grubu (Grup 1) ve lazer+asit grubunun (Grup 2) yapılan SEM incelemelerinde örneklerde smear tabakası oluşumu gözlenmemiş, dentin tübüllerinin ekspoze olduğu ve kavite tabanlarının düzensiz olduğu saptanmıştır.

Lazer ile hazırlanan kaviterlerde bazı araştırmacılar yüzeylerde mikro-çatlak oluşumları görüldüğünü ve bunun da lazer ışınlamasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.^{140,141}

Bununla birlikte Schein ve arkadaşları¹⁴³ Er:YAG lazerle hazırlanan kaviterlerde rezin dentin ara yüzünü SEM'de incelemişler ve sonuçta lazerle kavite preperasyonu yapılan grupta yüzeylerde çatlak yada fissür oluşumu görülmediğini bildirmişlerdir.

Sehy ve Drummond¹⁴⁵ frez kaviterleri ve Er:YAG ile hazırlanan kaviterlerde mikro-çatlak oluşumlarını incelemişlerdir. Yapılan SEM incelemelerinde mikro-çatlakların belirgin olmadığını, replika alınan örneklerin incelenen yüzeylerinde bu mikro-çatlakların bir anlamlılık ifade etmediğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da lazer grubu (Grup 1) ve lazer+asit grubunun (Grup 2) yapılan SEM incelemelerinde hazırlanan örneklerin sadece birkaçında mikro-çatlak oluştuğu gözlenmiştir (Resim 13).

Lazer ile hazırlanan kaviterlerin bazı bölgelerinde mekanik bağlanma oluşmadığı ve rezin tag'larda kopmalar oluştuğu görülmüştür (Resim 14). Ergücü ve arkadaşları¹⁰³ yaptıkları bir çalışmada lazer ile kavite preperasyonu yapılan grupların bazı örneklerinde aynı sonuçları elde etmişlerdir. Bu bulgular ile çalışmamız paralellik göstermektedir.

Frez ile hazırlanan kaviterlerde smear tabakası oluşumları izlenmiştir (Resim 20). Smear tabakasının bulunmasıyla beraber gap oluşumları da mevcuttur. SEM-EDX'te yapılan çizgisel taramada o bölgede analiz yapılamaması, bölgenin gap oluşumunu göstermektedir (Şekil 7). Lazer+asit grubunda gap olumları gözlenmiştir. Bu bölgede çizgisel tarama ile analiz yapılabilmesi, bölgede gap oluşmadığını göstermektedir (Resim 18, Şekil 6). Frez+asit grubunda ise smear tabakasının elimine olduğu ve dentin tübüllerinin ekspoz olduğu bulgulanmıştır. Frez ve frez+asit gruplarında kavite tabanının düzgün olduğu izlenmiş ve çatlak oluşumları izlenmemiştir. Çalışmamızın bu basamağı araştırmacıların raporlarını doğrular niteliktedir.^{135,137,146,147}

Yapılan çalışmalarda asitle pürüzlendirme işleminin, asidin tipine (fosforik asit, hidroklorik asit etilendiamintetraasetik asit), konsantrasyonuna, uygulanma süresine, asidin formuna (jel, yarı jel, sıvı),

yıkama, durulama işlemlerine ve süresine, asidin uygulanma şekline (pamuk pelet, fırça, özel aplikatör, şırınga) ve dentinin kimyasal yapısına bağlı olarak değişiklik gösterdiği bildirilmektedir.^{2, 148} Yapılan bu çalışmada lazer ve frez kavitelerine asitle pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır. Kullanılan asit jel formundadır ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda lazer ve frez ile hazırlanan kavite yüzeylerine (Grup 2, Grup 4) standart olacak şekilde 15 sn uygulanmış, 30 sn yıkanıp ve 20 sn hava ile kurutulmuştur.

Kullanılan lazerin bir diğer avantajı da kavite preperasyonunda pürüzlendirme etkinliğinin olmasıdır. Lazerin sağladığı bu avantajla birlikte restorasyon işlemlerinde asitle pürüzlendirme basamağının elimine edilebileceği bildirilmektedir:

Üşümez ve Aykent¹⁶ farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulanan porselen laminate veneerlerin makaslama bağlantılarını değerlendirdikleri çalışmalarında, lazer ve ortofosforik asitle pürüzlendirilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ve sonuç olarak lazerle pürüzlendirme işleminin klinik uygulamalarda tavsiye edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

Başaran ve arkadaşları⁷⁹ makaslama kuvveti, yüzey karakteristikleri ve braketlerin kırılma şekillerini inceledikleri araştırmalarında, asitle pürüzlendirilen ve Er,Cr:YSGG lazerin 1 W ve 2 W 'ta 15 sn ışınlama ile yapılan pürüzlendirmenin karşılaştırılabilir olduğunu ve bu seviyelerde yapılan ışınlamanın aynı amaçla kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Üşümez ve Aykent²² hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında bağlanma kuvvetleri arasında bir fark bulgulanmadığını ve sonuç olarak lazerle pürüzlendirme işleminin dişe bağlanma kuvvetlerinin artırılması için alternatif olabileceğini bildirmişlerdir.

Sung ve arkadaşları²⁴ kompozit rezin bağlanma kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında, frez ile dentin yüzeyi hazırlanması ardından asitle pürüzlendirmeyi, Er,Cr:YSGG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer ile yüzey hazırlanması ardından asitle pürüzlendirmeyi değerlendirmişler

ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Hossain ve arkadaşları^{17,77} mine ve dentinin Er,Cr:YSGG lazer ile ışınlanmasını ve asitle pürüzlendirme sonrasında yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer sistemi ile yapılan ışınlamanın asitle pürüzlendirme işlemine bir alternatif olabileceğini ve asitle pürüzlendirme basamağının atlatılabileceğini bildirmişlerdir.

Üşümez ve arkadaşları²⁰ Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile yapılan pürüzlendirme ve asitle yapılan pürüzlendirme işleminin ortodontik apareylerin makaslama bağlanma kuvveti üzerine olan etkilerini incelemişler ve lazerle yapılan pürüzlendirmenin asitle yapılan pürüzlendirmeye iyi bir alternatif olabileceğini bildirmişlerdir.

Bununla birlikte lazerle hazırlanan kavitelerin pürüzlendirme etkisinin yeterli olmadığını bildiren yayınlar da bulunmaktadır:

Gutknecht ve arkadaşları²³ Er,Cr:YSGG lazer ve konvansiyonel yöntemle hazırladıkları kavitelerde mikrosızıntıyı değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar frez kaviteleri ve lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bununla birlikte asitle pürüzlendirme yapılmadan lazerle hazırlanan kavitelerde boya penetrasyonunun en fazla olduğunu bildirmişler ve sonuçta Er,Cr:YSGG lazerle kavite hazırlanmasının ardından geleneksel kavite preperasyonlarındaki gibi asitle pürüzlendirme işlemini tavsiye etmişlerdir.

Ergücü ve arkadaşları¹⁰³ Er,Cr:YSGG lazer ve geleneksel frez yöntemi ile hazırlanan sınıf V kavite içerisindeki farklı adeziv sistemlerin sızıntısını incelemişlerdir. Araştırmacılar çalışmada lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta daha az sızıntı olduğunu bildirmişler ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme işlemini tavsiye etmişlerdir.

Lee ve arkadaşları¹³³ Er,Cr:YSGG lazer ile ışınlama yapılan dentinde gerilme bağlanma kuvvetini ve rezin dentin ara yüzünü değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar frez ve lazer uygulaması ardından uygulanan asitle pürüzlendirmenin istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmediğini bildirmişlerdir. Sadece lazer ışınlaması uygulanan grupta

dentine adezyonun kötü yönde etkilendiğini fakat lazer uygulamasının ardından yapılan asitle pürüzlendirme işleminin gerilme bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir.

Dunn ve arkadaşları¹⁴⁹ yaptıkları bir çalışmada mine ve dentinde asitle pürüzlendirmenin lazerle pürüzlendirmeye göre, lazerle yapılan pürüzlendirmenin hiç pürüzlendirmemeye göre daha iyi olduğunu bulmuşlardır.

Yapılan bu çalışmada lazer grubu (Grup 1), lazer+asit grubu (Grup 2), frez grubu (Grup 3), frez+asit grubu (Grup 4) incelenmiştir. Grup 3'te ise asit uygulanmadığı için yüzeylerde smear tabası olduğu izlenmiştir (Resim 20). Grup 4'te asitle pürüzlendirme etkinliği ile smear tabakası oluşumu izlenmemiştir. Grup 1 ve 2'nin yapılan SEM incelemelerinde smear tabakası oluşmaması, dentin tübüllerinin ekspoz olmaları, sadece lazer uygulamasının, asitle pürüzlendirme işlemine karşı alternatif olabileceğini düşündürmektedir.

Bununla birlikte Aranha ve arkadaşları¹³⁷ yaptıkları bir çalışmada lazer uygulanmış örneklerde frez kavitelerine göre artmış rezin tag'ların olduğunu bildirmişlerdir. Ancak Schein ve arkadaşları¹⁴³ tag'ların konvansiyonel gruptan daha az ve daha ince olduğunu bulmuşlar ve bunun nedenini de dentindeki hibridizasyon ile ilgili olduğunu açıklamışlardır. Yapılan bu çalışmada ise lazer+asit grubunda rezin tag'ların artışı gözlenmiştir (Resim 16). Bu sonuç, lazer uygulaması ardından asitle pürüzlendirmenin aditif etki oluşturduğunu düşündürmektedir.

Kavitelerin hazırlanması ardından dişlerin bukkal yüzleri standart kavite preperasyonu olarak bırakılmış, lingual/palatinal yüzlerine asitle pürüzlendirme işlemi ardından dentin bonding işlemi uygulanmıştır. Dentin bonding ajanların birçok jenerasyonu bulunmaktadır. Çalışmada kullanılan Single Bond Bis-GMA, HEMA, dimetakrilat poliakrilik ve polietakrilik asidin metakrilik kopolimeri ve fotoiniyatörler, su ve etanol içermektedir. Bu sistem nemli bonding sistemidir.

Pasquantonio ve arkadaşları¹²³, Breschi ve arkadaşları¹²⁴ Single Bond adezivini elektrik aleti ile uygulandığında mikro-bağlanma kuvvetinin arttığını ve nanosızıntının azaldığını bildirmişlerdir.

Hashimoto ve arkadaşları¹⁵⁰ total-etch adezivlerin kullanımda yapılan hataların, rezin dentin bağlanmasındaki bağlanma kuvveti, sıvıların hareketi ve nanosızıntı üzerine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, total-etch adezivlerin içerisindeki polimerizasyonunu tamamlanmamış içeriğin buharlaşmasının, artmış geçirgenliğe ve zayıf bağlanma kuvvetine neden olacağını bildirmişlerdir.

Oliviera ve arkadaşları¹⁵¹ frez ve Er:YAG lazer ile hazırlanan dentinde mikro-gerilme bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında self-etch adeziv sistemlerin (Clearfil SE Bond) ve total-etch adeziv sistemlere (Single Bond) göre daha iyi bir bağlanma gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Wang ve Spencer⁵⁹ iki farklı tek şişe adezivi değerlendirdikleri çalışmada, Pulpdent UNO'nun rezin dentin ara yüzünde Single Bond'dan dahi iyi sonuçlar sergilediğini bulmuşlardır. Bununla birlikte Single Bond'un içeriğindeki BisGMA nedeniyle hidrofobik olarak davrandığını ve dentin içerisindeki rezidüel suyun difüzyonuna direnç gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ogata ve arkadaşları⁵⁷ farklı adeziv sistemlerin farklı frez kavitelerinde kullanımında gerilme bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında frezlerin gerilme bağlanma kuvveti üzerine etkisi olmadığını ve gerilme bağlanma kuvvetinin kullanılan adeziv tipine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Single Bond ve çelik fissür frez grubunun en yüksek sonuçlar verdiğini fakat bunun istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmediğini bildirmişlerdir.

Botta ve arkadaşları⁵⁵ yaptıkları bir çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin farklı ışınlama koşullarında adezyonunu değerlendirmişlerdir. Dentine lazer ışınlaması yapılan gruplarda istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını, lazer ışınlaması yapılmayan ve Single Bond kullanılan grupta en iyi bağlanma kuvveti değerlerinin olduğunu fakat bunun da istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmediğini bildirmişlerdir.

Heintze ve arkadaşları⁵⁶ yeni adeziv sistemlerin in vitro şartlarda otomatik marjin analizini değerlendirdikleri çalışmalarında, iki "etch and rinse adeziv sistem" kategorileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözleyememişlerdir. Tek basamaklı self-etch sistemlerin genel anlamda en kötü sonuçları sergilediğini, bu grupta tek istisnayı Xeno IV gösterdiğini, üç basamaklı etch and rinse sistemler arasında Syntac ve

Scotchbond MP en iyi marjinal adaptasyonu gösterdiğini, iki basamaklı etch and rinse sistemler arasında ise Single Bond ve Excite'in en iyi sonuçları verdiğini bildirmişlerdir. Sonuçta tek basamaklı self-etch sistemlerin en kötü marjinal adaptasyonu gösterdiklerini vurgulamışlardır.

Tachibana ve arkadaşları⁵⁸ yaptıkları bir çalışmada lazerin dokudaki suyla birlikte diğer hidrate olmuş organik komponentleride buharlaştırdığını bildirmişler ve dentinin yüzey morfolojisi kadar intertübüler dentinin kimyasal içeriğinin de önemli olduğunu belirtmişlerdir. Dentine yapılan ışınlamada dentin tübüllerinin ekspozе olduğu ve böylece dentine olan bağlanmanın daha yüksek olması beklenirken, lazer ışınlamasının intertübüler dentinin kompozisyonunun değişmesi yada modifiye olmasıyla sonuçlandığını ve böylece çürük uzaklaştırma metotları arasında Er,Cr:YSGG lazerin kullanımında kullanılacak self-etch sistemler için çok zayıf bir yüzey hazırladığını bildirmişlerdir.

İçeriğindeki BisGMA ile hidrofobik özellik, etanol ve su bazlı olması nedeniyle de hidrofilik özellikler içeren Single Bond hem dentine hem de rezine bağlanmayı arttırmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik özellikler içeren Single Bond'un süt dişlerinin tedavilerinde tükürüğün elimine edilmediği ortamda daha iyi bağlanma sağlayacağı düşünülmüştür. Ayrıca yukarıda araştırmacıların belirttiği gibi bu dentin bonding ajanın lazerle beraber kullanıldığında daha etkili sonuçlar doğuracağı düşünüldüğünden bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazer ile birlikte Single Bond dentin bonding ajanı kullanılmıştır.

Çalışmada örneklerin hazırlanmasında polimerizasyon büzülmesini minimuma indirmek için kompozit rezin restorasyon tabakalama tekniği ile uygulanmıştır.²⁷

Li ve arkadaşları da¹⁵² gümüş nitrat solüsyonunun pH ve konsantrasyonunun nanosızıntı üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Gümüş nitrat solüsyonlarının farklı konsantrasyonlarının etkilerinin %50'lik konsantrasyonda olan grupla benzer olduğunu ve konsantrasyon ve pH değerlerinin sızıntı biçimini etkilemediğini bildirmişlerdir. Bu görüşe paralel olarak bizim çalışmamızda da alınan kesitler %50'lik ammoniakal gümüş nitrat çözeltisi içerisinde 24 sa bekletilmiştir.

Adeziv rezinlerin hibrit tabakası kalınlığına etkisini değerlendiren farklı çalışmalar bulunmaktadır:

Li ve arkadaşları¹⁰⁷ daimi dişlerde yaptıkları çalışmada, Single Bond kullanılan örneklerde dentin tübüllerinin Ag iyonu ile dolu olduğu halde zayıf bir tıkama oluşturduğu, incelenen örneklerde hibrit tabakasının yaklaşık 3-4 µm olduğunu bildirmişlerdir.

Yuan ve arkadaşları¹⁵³ daimi dişlerde yaptıkları bir çalışmada, Single Bond kullanımında 6-8 µm kalınlığında hibrit tabakası görüldüğünü bildirmişlerdir.

Suppa ve arkadaşları¹¹⁹ daimi dişlerde hibrit tabaka içerisindeki nanosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında, Single Bond kullanılan örneklerde 6-8 µm kalınlığında hibrit tabaka oluştuğunu bulmuşlardır.

Reis ve arkadaşları¹⁵⁴ daimi dişler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, Single Bond kullanımında oluşan hibrit tabakasının kalınlığının 3-4 µm olduğunu bildirmişlerdir.

Öztaş ve Ölmez¹⁵⁵ yaptıkları bir çalışmada, Single Bond ile hazırlanan süt dişi örneklerinde hibrit tabakasının kalınlığının ortalamasının 3.7 µm olduğunu bildirmişlerdir.

Nakornchai ve arkadaşları¹⁵⁶ yaptıkları bir çalışmada, Single Bond kullanılan süt dişi örneklerinde daha kalın bir hibrit tabakası oluştuğunu ve bu kalınlıkların 2-3 µm olduğunu bulmuşlardır.

Salim ve arkadaşları¹⁵⁷ yaptıkları bir çalışmada, Single Bond kullanılan süt dişi örneklerinde 3-6 µm kalınlığında hibrit tabakası oluştuğunu bildirmişlerdir.

Rontani ve arkadaşları¹⁵⁸ süt dişleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada, total-etch adezivle birlikte kullanılan %35'lik fosforik asit grubunda 8.15 µm kalınlığında hibrit tabakası oluştuğunu bulmuşlardır.

Nör ve arkadaşları¹⁵⁹ süt ve daimi dişlerde hibrit tabakası kalınlıklarını değerlendirdikleri çalışmada, süt dişi hibrit tabakası kalınlığını 2.88 µm daimi diş hibrit tabakası kalınlığını 2.28 µm bulmuşlardır. Hosoya¹²⁶, Ölmez¹⁶⁰, el Kalla¹⁶¹, Shashikiran¹⁶², Gotti ve arkadaşları¹⁶³

yaptıkları çalışmalarda süt dişlerinde oluşan hibrit tabakasının daimi dişlerdeki hibrit tabakasına oranla daha kalın olduğunu bildirmişlerdir.

Breschi ve arkadaşları¹⁶⁴ yaptıkları bir çalışmada, total-etch adezivlerin (Optibond Solo Plus, Single Bond ve Prime&Bond) pörözite ve gap içermeyen, homojen ve sıkı bir yapıda hibrit tabakası oluştuğunu bildirmişlerdir.

Soares ve arkadaşları¹⁶⁵ farklı adezivlerin süt ve daimi dişlerde SEM'de inceledikleri örneklerinde ince, düzgün, iyi şekillenmiş ve süreklilik gösteren bir hibrit tabakası oluşumu bildirmişlerdir.

Bununla birlikte hibrit tabakasının düzensiz, pürüzlü ve kesintili olduğunu bildiren araştırmalar bulunmaktadır:

Wang ve arkadaşları¹⁶⁶ SEM'de inceledikleri örneklerde hibrit tabakasının düzensiz, sürekliliği olmayan ve kalınlığı 4-10 µm arasında değiştiğini saptamışlardır. Ayrıca araştırmacılar Single Bond'un içeriğindeki hidrofobik BisGMA'nın daha pürüzlü yapıda hibrit tabakası oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Phrukkanon ve arkadaşları¹⁶⁷ Single Bond'un demineralize dentine tamamen penetre olamadığını ve dentinde tüm bölgelerde pürüzlü bir boşluk oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Spencer ve Wang¹⁶⁸ nemli bağlanma koşullarında dentin ara yüzünde adeziv faz seperasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, nemli dentine daha yüksek bağlanmanın olduğunu bunun sebebinin de nemli bağlanmanın daha pürüzlü yapıda kollajen ağı oluşturduğunu böylece adeziv monomerlerin daha fazla infiltrasyonuna sebep olduğunu bildirmişlerdir. Single Bond içerisindeki hidrofilik HEMA'dan zengin matriks içerisinde hidrofobik BisGMA'dan zengin partiküllerin dağılmasının pürüzlü bir ağ oluşturduğunu bununda pürüzlü hibrit tabakasına yol açtığını bildirmişlerdir.

Yapılan bu çalışmada frez grubunda (Grup 3) hibrit tabakası oluşumu izlenmemiştir. Frez+asit grubunda (Grup 4) hibrit tabakası kalınlık ortalamalarının 5.24 µm olduğu saptanmıştır. İncelenen örneklerde hibrit tabakasının süreklilik göstermediği ve pürüzlü olduğu bulunmuştur.

Çalışmamızın bu basamağı diğer araştırmacıların bulguları ile uyuşmaktadır.

Lazerle hazırlanan kaviterlerde hibrit tabakası oluşumunun frez ile hazırlanan kaviterlerden farklı olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur:

Barceleiro ve arkadaşları¹⁴⁶ Er:YAG lazer ve frez kaviterlerinde oluşan hibrit tabakasının kalınlığını ve yüzey morfolojisini inceledikleri çalışmalarında, lazer kaviterlerinin frez kaviterlerinden farklı olarak düzensiz ve daha ince bir hibrit tabakası oluşturduğunu (frez+asit kaviterlerinde 3.43 μm , lazer+asit kaviterlerinde 1.54 μm kalınlığında hibrit tabakası) bildirmişlerdir.

Aranha ve arkadaşları¹³⁷ Er:YAG, Er,Cr:YSGG lazerler ve konvansiyonel sistem ile hazırlanan kaviterlerdeki ara yüz morfolojisini değerlendirdikleri çalışmalarında, lazer uygulanmış örneklerde daha ince hibrit tabakası oluştuğunu bildirmişlerdir.

De Munck ve arkadaşları¹⁴⁰ iki adezivin mikro-gerilme bağlanma kuvvetini Er:YAG lazer ve frez kullanarak değerlendirmişlerdir. Lazer uygulanan gruplarda organik doku üzerinde selektif ablasyon yapan lazerin hibridizasyonun etkinliğini kısıtladığını ve böylece ekspoz ve hibridize olması için daha az kollajen doku kaldığını, lazerle hazırlanan örneklerde frez ile hazırlanan örneklerdekine göre daha ince hibrit tabakası oluştuğunu bildirmişlerdir.

Dunn ve arkadaşları¹⁴⁹ yaptıkları çalışmada, sadece lazer uygulanmış örneklerde hibrit tabakasının çok ince olduğunu ya da oluşmadığını bulmuşlardır.

Schein ve arkadaşları¹⁴³ yaptıkları bir çalışmada, Er:YAG lazer ile kavite hazırlanması ardından Single Bond kullanmışlardır. Kaviterlerde hibridizasyon alanların görülmesinin zor olduğunu bunun da rezin dentin ara yüzünde interdifüzyon alanlarının devamlılık göstermemesinden ve az olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda lazer grubunun (Grup 1) incelenmesinde hibrit tabakasının çok ince olduğu ya da hiç görülmediği bulunmuştur.

Hibrit tabakasının oluşmaması asit uygulanmamasına bağlı olarak kollajenin ekspozite edilmeyerek ve böylece hibrit tabakası oluşmamasına bağlanmaktadır.^{140,143} Yapılan bu çalışmada lazer+asit grubunun (Grup 2) hibrit tabakası ölçümlerinde kalınlıkların 1.50-7.28 µm arasında olduğu, ortalamaların ise 4.25 ± 1.41 µm olduğu saptanmıştır. Hibrit tabakasının düzensiz olduğu, süreklilik göstermediği ve yer yer olduğu görülmüştür. Frez grubunda (Grup 3) hibrit tabakası oluşumu incelenememiştir. Frez+asit grubunda (Grup 4) hibrit tabakaların ölçümlerinde kalınlıkların 2.80-7.10 µm arasında olduğu bulundu. Ortalamaların ise 5.24 ± 1.07 µm olduğu saptandı. Hibrit tabakaları kalınlıklarının ölçümlerinde grup 4'te hibrit tabakasının daha kalın olduğu ve grup 2 ile arasında istatistiksel olarak fark saptanmıştır ($P < 0.05$). Yapılan bir takım çalışmalarda lazer ile hazırlanmış kavite örneklerinde daha ince hibrit tabakası olduğu bildirilmektedir.^{137,140,143,146,149} Çalışmamızın bu basamağı diğer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir.

Hibrit tabakasını inceleyen çalışmalarda hibrit tabakasının görülmesinde kesitlerin dik olması gerektiği bildirilmektedir. Bizim çalışmamızda lazer ile kavite preperasyonu sırasında kavite tabanında oluşan düzensizlikler nedeniyle kesitler dik olarak alınamamıştır. Bu nedenle hibrit tabakasının yer yer görüldüğü ve kesintiye uğradığı düşünülmektedir. Ayrıca hibrit tabakasının görülememesi yada yer yer görülmesinin nedenini lazerin oluşturduğu ablasyon etkisine, daha az kollajen doku kalmasına, lazerin hibridizasyon etkinliğini kısıtlamasına ve lazer, frez ile kavite hazırlanmasında kavite içerisinde oluşan düzensizliklere bağlamaktayız.

Yukarıda bahsedilen çalışmaların doğrultusunda lazer grubu (Grup 1) ve frez grubunun (Grup 3) SEM incelemelerinde, hibrit tabakasının çok ince olması ya da oluşmaması nedeniyle rezin dentin ara yüzü çizgisel tarama yöntemi ile incelenmiştir.¹¹¹ Çizgisel tarama kompozit rezin bölgesinden diş dokusu yönündedir. Frez kavitelerinde yapılan çizgisel taramada çoğu örnekte gap oluşumları tesbit edilmiş ve gap oluşumuna bağlı olarak analiz yapılamamıştır. Lazer ile hazırlanan kavitelerde rezin dentin ara yüzünde çizgisel tarama yöntemi ile yapılan incelemede Ag iyon miktarının daha çok rezin dentin ara yüzünde daha sonra dentin bölgesinde olduğu görülmüştür. Bunun da sızıntının rezin dentin ara yüzünde olması, rezin dentin ara yüzünde çok ince (yer yer görülmeyen) bir hibrit tabakası olduğunu düşündürmektedir. Dentin bölgesinde olması ise Ag iyonlarının dentin tübüllerinin içerisine girebildiğini göstermektedir.

Yapılan bu çalışmanın SEM-EDX ölçümlerinde bazı bölgelerde C, oksijen (O), Si, baryum (Ba) ve alüminyum (Al) tespit edilmiştir. Bu partiküller daha çok kompozit rezin içeriğinde bulunmasından dolayı bu ölçümlerin kompozit rezin materyalden kaynaklandığını düşündürmektedir. Hashimoto ve arkadaşlarının¹²¹ yaptıkları yüzey incelemeleri çalışmaları bu düşüncemizi desteklemektedir.

Yapılan çizgisel taramada Si elementinin başlangıçta yüksek olması kompozit rezin materyalin içeriğinden dolayıdır. Frez ile hazırlanan kaviteletin incelenmesinde rezin bölgesinden analiz yapıldığında yine Si elementinin yüksek olduğu görülmüştür. Resin dentin ara yüzüne bakıldığında analiz yapılamaması bu bölgelerde resin dentin birleşmesi olmadığını yani gap oluşumlarını göstermektedir. Dentin bölgesinde Ag iyon miktarlarının artması, Ag iyonlarının dentin içersine ve tübüllere girebildiğini göstermektedir. İncelenen örneklerde Ca ve C elementlerinin bulunması hem dentin hem resin materyalin içeriğinden kaynaklandığını düşündürmektedir (Şekil 1,3 Resim 9,11). Yuan ve arkadaşlarının¹¹¹ adeziv ara yüzündeki nanosızıntının niteleyici analizini yaptıkları çalışmalarında, resin dentin ara yüzünde Ag iyonlarının arttığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız ile bu çalışmanın bulguları paralellik göstermektedir.

Sano ve arkadaşları²⁵ resin dentin ara yüzünde nanometre boyutlarında boşlukların mevcut olduğunu ve adeziv resin hibrit tabakası arasına gümüş nitrat gibi solüsyonların penetre olduğunu bildirmişlerdir.

Reis ve arkadaşları¹¹⁶ yaptıkları bir çalışmada, test edilen adezivler için farklı su emilim oranları görülmesi bekledikleri çalışmalarında, deneysel self-etch primerlerde artan su konsantrasyonunun ideal su konsantrasyonuna sahip self-etch primerlere göre materyalin suya ilgisini ve nanosızıntıyı artırdığı ve dentine bağlanma kuvvetlerini azalttığı göstermişlerdir. Ayrıca, ortamda bulunan suyun resin-dentin ara yüzü için zararlı olduğunu, polimerizasyon sırasında ortamda su bulunmasa bile ortamdaki nemin polimer kütlesinin içerisine girebildiğini ve kimyasal polimer bozulmasını tetiklediğini bildirmektedirler.

Reis ve arkadaşları¹⁵⁴ tek basamaklı ve iki basamaklı adezivlerin resin dentin ara yüzünde oluşturdukları ultramorfolojik değişikliklerin analizini değerlendirdikleri çalışmalarında, Single Bond kullanımında Ag iyonu birikiminin daha çok hibrit tabakasının tabanında olduğunu, tam kalınlıkta ve bütünlüğünün bozulmamış olduğu bölgelerde hibrit tabakasının içerisinde olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak iki

basamaklı total-etch ve tek basamaklı self-etch sistemlerin nanosızıntıya daha eğilimli olduğu sonucuna varılmıştır.

Li ve arkadaşları¹⁰⁷ dört farklı dentin bonding ajanın nanosızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında, Single Bond kullanılan örneklerde dentin tübüllerinin Ag iyonu ile dolu olduğu görüldüğü halde zayıf bir tıkama oluşturduğu ve diğer örneklerden %10 daha az Ag iyon penetrasyonu gösterdiğini bulmuşlardır. Ag iyonlarının hibrit tabakasının alt 2/3'ünde olduğunu, hibrit tabakasının üst bölgesinde adeziv rezine yakın bölgede ince bir tabakada Ag iyonları varlığını göstermişlerdir. Ayrıca araştırmacılar primer ve adeziv rezin tabakaları arasında sayıca çok olan küçük Ag iyonu depozitleri ve amorf oluşumlar görüldüğünü bildirmişlerdir.

Yuan ve arkadaşları¹¹¹ yaptıkları bir çalışmada, Single Bond kullanılan örneklerde hibrit tabaka içerisinde belirgin Ag iyon penetrasyonu olduğunu ve bunun da hibrit tabakanın alt 1/3'ünde görüldüğünü bildirmişlerdir.

Sano¹⁶⁹ rezin dentin ara yüzünde hibrit tabakasının daha pürüzlü olduğunu bildirmiştir. Yapılan süt dişi çalışmalarında dişler kompozit ile restore edilmiş ve düşme zamanı gelen dişler SEM'de incelenmiştir. İncelenen örneklerde 1-3 yıl ağızda kalan süt dişlerinde hibrit tabakasının çoğunluğunun kaybolduğu ve aynı zamanda hibrit tabaka içerisindeki kollajen fibrillerin kaybolduğu görülmüştür.¹⁷⁰

Fernando de Goes ve Montes¹⁷¹ farklı dentin bondingler kullanımında nanosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmalarında, kollajen uzaklaştırılmasının ardından dentin bonding uygulanan grupta Ag iyonu depozisyonu oluşmadığını bildirmişlerdir.

Yuan ve arkadaşları¹⁵³ yaptıkları bir çalışmada, Single Bond'un hem sement hem de yüzeyel dentinde oluşan hibrit tabaka içerisinde özellikle alt 1/3'ünde belirgin bir Ag iyon penetrasyonu olduğunu bildirmişlerdir.

Suppa ve arkadaşları¹¹⁹ hibrit tabaka içerisindeki nanosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında, Single Bond kullanılan örneklerde Ag iyonlarının hibrit tabaka ve adeziv tabaka arasına infiltre olduğunu bildirmişlerdir.

Yuan ve arkadaşları¹⁷² farklı bonding sistemleri kullanılarak dentin derinliğinin hibridizasyona olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, Single Bond'un pürüzlü yapıda bir hibrit tabakası oluşturduğunu, retiküler ve spotted tip nanosızıntı gösterdiğini ve bu sızıntının hibrit tabakanın derinlerinde oluştuğunu göstermişlerdir.

Pioch ve arkadaşları¹⁷³ yaptıkları bir çalışmada, rezin dentin ara yüzünde, hibrit tabaka içerisinde ve dentin tübülleri içerisinde Ag iyonlarının görüldüğünü bildirmişlerdir.

Li ve arkadaşları¹⁰⁸ yaptıkları çalışmada, rezin dentin ara yüzünde süreklilik gösteren Ag iyonlarının oluştuğunu ve bunun da hibrit tabakasının tabanında görüldüğünü ayrıca yüzeyde ince bir tabaka daha olduğunu bildirmişlerdir.

Tay ve arkadaşları¹¹² farklı adezivlerin kullanımda oluşan nanosızıntı tiplerini ve potansiyel etkilerini incelemişlerdir. Resin dentin ara yüzünde her iki nanosızıntı tipinin de görüldüğünü, retiküler tipteki kümeleşmelerin sadece hibrit tabaka içerisinde görüldüğünü, benekli tipteki nanosızıntının hem hibrit hem de adeziv tabakada görüldüğünü bildirmişlerdir.

Yapılan bu çalışmada lazer+asit grubunun (Grup 2) Ag iyon miktarlarının % 0.73-62.05 arasında olduğu, ortalamaların ise % 10.97 ±13.81 olduğu saptandı. Frez+asit grubunun (Grup 4) Ag iyon miktarlarının % 0.77-81.90 arasında olduğu, ortalamaların ise %22.79±21.62 olduğu saptandı. Ag iyon miktarları ölçümlerinde grup 4'te daha fazla Ag iyonu penetrasyonu oluştuğunu ve grup 2 ile arasında istatistiksel olarak fark olduğu saptandı ($P<0.05$). Grup içi ve gruplar arası yapılan Spearman korelasyon katsayısı değerlendirmesi sonucu hibrit tabakasının kalınlığının artması ile Ag iyon miktarı artması arasında istatistiksel olarak anlamlılık göstermemekle birlikte hibrit tabakasının kalınlığının yüksek olduğu grup 4'te Ag iyon miktarı fazla bulundu ($P>0.05$). Ancak yukarıda bahsedilen tüm çalışmalarda Ag iyon miktarlarının yüzdesel olarak verilmeyişi, çalışmamızı bu araştırmacıların bulgularıyla karşılaştırılmasını kısıtlamaktadır.

Her iki grupta da oluşan hibrit tabakasının pürüzlü yapıda olması ve Ag iyonlarının içerisine girmesine izin verdiği görülmüştür. Yapılan nanosızıntı çalışmalarında Ag iyonlarının hibrit tabakasının alt 1/3'ünde görüldüğü bildirilmiştir. Ag iyonlarının oluşturduğu benekli

(spotted) tipteki nanosızıntı hibrit tabakası içerisinde tüm bölgelerde daha çok rezin dentin ara yüzünde dentine yakın bölgede, hibrit tabakanın alt bölgelerinde olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte dentin tübülleri içerisinde de Ag iyonları gözlenmiştir. Lazer ile hazırlanan kavitelerde oluşan rezin tag'ların etrafında Ag iyonları izlenmiştir. Elde edilen bu veriler yukarıda bahsedilen çalışmaları destekler niteliktedir.

Lazer ve nanosızıntıyı değerlendiren çalışmalar çok az sayıdadır. Araujo ve arkadaşları²⁷ yaptıkları bir çalışmada, lazer ve frezle hazırlanan daimi diş kavitelerinde mikrosızıntı ve nanosızıntı oluşumunu incelemişlerdir. Yaptıkları incelemelerde örneklerin hepsinde hibrit tabakası içerisinde nanosızıntı oluştuğunu ve hibrit tabakasının düzenli ve sürekli olduğunu bildirmişlerdir. En az mikrosızıntı ve nanosızıntı gösteren grubun Er:YAG lazerle kavite preperasyonu ardından uygulanan Single Bond kullanılan grupta olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgular bizim çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermektedir ancak çalışmamızda incelenen örneklerde hibrit tabakasının bazı bölgelerde kesintiye uğraması Araujo ve arkadaşlarının bulguları ile uyuşmamaktadır.

Süt dişlerinde lazer ile birlikte yapılan nanosızıntı çalışmasının çok az olması sebebiyle, çalışmamızda elde edilen bulguların özgün bir değer taşıdığı düşünülmektedir.

6.SONUÇ

Lazer ve konvansiyonel frez yöntemi ile kavite hazırlanması sonrasında asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan örneklerin yüzey morfolojisi ve nanosızıntısı değerlendirilmiştir. Yapılan bu çalışmanın sonucunda;

1- Lazer (Grup 1) ve lazer+asit (Grup 2) gruplarında yüzeyin girintili ve çıkıntılı, dentin tübüllerinin ekspoz olduğu, smear tabakası ve çoğu örnekte gap oluşmadığı,

2- Frez grubunda (Grup 3) smear tabakası ve gap oluşurken, frez+asit (Grup 4) grubundaki örneklerin çoğunda smear tabakası ve gap oluşmadığı,

3- Lazer+asit (Grup 2) grubundaki örneklerin çoğunda rezin tag'ların arttığı,

4-Lazer (Grup 1) grubunda hibrit tabakasının ince olduğu ya da oluşmadığı, lazer+asit (Grup 2) grubunda hibrit tabakası kalınlığının frez+asit (grup 4) grubunda oluşan hibrit tabakasından daha ince olduğu ($P<0.05$),

5- Lazer+asit (Grup 2) grubunda gümüş iyon miktarların frez+asit grubuna göre daha az olduğu ($P<0.05$),

6- Hibrit tabakası oluşan gruplarda, içerisindeki gümüş iyonlarının tüm bölgelerde ve daha çok dentine yakın bölgede görüldüğü,

7- Lazer+asit ve frez+asit gruplarında gümüş iyonlarının sadece hibrit tabaka içerisinde değil dentin tübülleri içerisine doğru da penetre olduğu,

8- Hibrit tabakası oluşan gruplarda, kalınlığın arttıkça gümüş iyonunun penetrasyon miktarının arttığı fakat istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmediği bulguları ($P>0.05$).

Tüm bu veriler değerlendirildiğinde rezin dentin bağlantısının en iyi lazer ile kavite preperasyonu ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta (Grup 2), en kötü ise frez ile kavite hazırlanan grupta (Grup 3) olduğu sonucuna varıldı.

7. ÖZET

Bu çalışmanın amacı süt dişlerinde lazer ve konvansiyonel frez yöntemi ile kavite hazırlanması sonrası asitle pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan kavitelerde restorasyon uygulanması sonrasında yüzey morfolojisinin değerlendirilmesi ve hibrit tabakasının kalınlığının ve içerisindeki gümüş iyon miktarıyla belirlenen nanosızıntının karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada kullanılan süt dişleri rasgele 10'ar örnekten oluşan 4 gruba ayrıldı: Lazer (Grup 1), lazer+asit (Grup 2), frez (Grup 3) ve frez+asit (Grup 4). Standart sınıf V kavite preperasyonları hazırlandı. İlgili gruplara %35'lik fosforik asit jel uygulandıktan sonra tüm gruplarda Single Bond dentin bonding ajanı uygulanarak, restorasyonları tamamlandı. Tüm gruplardan kesitler alındı ve ammoniakal gümüş nitrat solüsyonunda bekletildikten sonra yüzey parlatma işlemleri uygulandı. Hazırlanan örneklerin yüzey morfolojileri ve hibrit tabakası kalınlıkları SEM'de ve iyon analizleri ise SEM-EDX'te nanosızıntı açısından değerlendirildi. Grup 1 ve Grup 3'ün değerlendirmelerinde hibrit tabakası oluşumları görülmediği için çizgisel tarama yöntemi kullanıldı. Asitle pürüzlendirme yapılan diğer iki grupta hibrit tabakaları kalınlıkları ve o bölgede saptanan gümüş iyon miktarları ölçümleri yapıldı. Toplanan verilerde, gruplar arası hibrit tabaka kalınlıkları arasında fark olup olmadığı, hibrit tabaka kalınlığının artması ve gümüş iyon miktarı arasındaki ilişki grup içi ve gruplar arasında karşılaştırmalı olarak, tek yönlü anova testi ve Spearman korelasyon katsayısı ile değerlendirildi.

Lazer+asit ve frez+asit gruplarında hibrit tabakaları ortalaması sırasıyla $4.25 \pm 1.41 \mu\text{m}$ ve $5.24 \pm 1.07 \mu\text{m}$ olarak bulundu. Bu gruplarda ortalama gümüş iyon miktarları ise sırasıyla $\%10.97 \pm 13.81$ ve $\%22.79 \pm 21.62$ olarak bulundu. Frez+asit grubunda hibrit tabakasının kalınlığı lazer+asit grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla bulundu. Frez+asit grubunda yapılan ölçümlerde gümüş iyon lazer+asit grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla bulundu ($P < 0.05$). Hibrit tabakasının kalınlığının artması ile gümüş iyon miktarının artması arasında istatistiksel olarak bir anlamlılık görülmemesine rağmen ($P > 0.05$) frez+asit grubunda daha fazla gümüş iyon miktarı bulundu. Çizgisel analiz yapılan gruplarda (Grup 1 ve Grup 3) rezin dentin arayüzünde gümüş iyon miktarının arttığı bulundu.

Yapılan yüzey morfolojisi incelemelerinde, lazer ile hazırlanan yüzeylerin (Grup 1 ve Grup 2) girintili ve çıkıntılı olduğu, smear

tabakası, gap oluşmadığı, dentin tübüllerinin ekspoz olduğu ve çoğu örnekte rezin tag'ların arttığı gözlemlendi. Frez kavitelelerinde ise (Grup 3 ve Grup 4) kavite tabanlarının düzenli olduğu gözlemlendi. Asitle pürüzlendirme yapılmayan grupta (Grup 3) smear tabakası ve gap oluşumları saptandı. Asitle pürüzlendirme yapılan grupta (Grup 4) smear tabakası ve gap oluşumları izlenmedi.

Tüm bu veriler değerlendirildiğinde rezin dentin bağlantısının en iyi lazer ile kavite preperasyonu ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta (Grup 2), en kötü ise frez ile kavite hazırlanan grupta (Grup 3) olduğu sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Süt dişi, Er,Cr:YSGG lazer, nanosızıntı, asitle pürüzlendirme, hibrit tabakası, SEM-EDX

8. SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the surface morphology of cavities etched with or without phosphoric acid following preparation with either Er,Cr:YSGG laser or conventional burs and to compare the thickness of hybrid layer as well as the degree of nanoleakage determined by the amount of silver ions within hybrid layer.

The primary teeth were randomly allocated to 4 groups consisting of 10 samples: Laser (Group 1), Laser+acid (Group 2), bur (Group 3) and bur+acid (Group 4). Standard class V cavities were prepared. 35% phosphoric acid gel was applied if it was indicated according to group regimen. Following application of Single Bond, restorations of all samples were completed. Then, teeth were sectioned and the sections were immersed to ammoniakal silver nitrate solution. After polishing, surface morphology and hybrid layer thickness were examined under SEM and the ion analysis was carried out with SEM-EDX in terms of nanoleakage. Since, hybrid layer was not observed in Groups 1 and 3, line scan method was used. The hybrid layer thickness and the amount of silver ions within hybrid layer were assessed at the acid etched groups. The collected data were statistically evaluated with one-way ANOVA and Spearman correlation coefficient and intra-and inter-group comparisons of the relationship between the increase of hybrid layer thickness and the amount of silver ions and any difference with respect to hybrid layer

In the laser+acid and bur+acid groups, the mean values of the hybrid layer thickness were $4.25 \pm 1.41 \mu\text{m}$ and $5.24 \pm 1.07 \mu\text{m}$ respectively. In these groups, the silver ion percentages were $10.97 \pm 13.81\%$ and $22.79 \pm 21.62\%$ respectively. The hybrid layer thickness in bur-etch cavities was statistically greater than laser-etch cavities. The amount of silver ion particles in bur-etch cavities was statistically greater than laser-etch cavities ($P < 0.05$). Although no significant correlation was observed between the increase of hybrid layer thickness and the amount of silver ions, more silver ions were observed in bur+acid group. Line scan analysis revealed that the amount of silver ions at resin-dentine interface increased in groups 1 and 3.

In the surface morphology evaluations, surfaces prepared with laser (Groups 1 and 2) were observed rough and without smear layer, dentin tubules were exposed and resin tags were increased. In bur

cavities the cavity was well performed and in the non-etched group smear layer and gap were observed.

In conclusion, resin-dentin bond was found best in laser prepared and acid etched group (Group 2) and worst in bur prepared group (Group 3).

Keywords: Primary teeth, Er,Cr:YSGG laser, nanoleakage, acid-etch, hybrid layer, SEM-EDX

9. KAYNAKLAR

1. Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni Nesil Self-Etching Adeziv Sistemlerin Rezin-Dentin Ara Yüzeyindeki Mikrosızıntılarının Karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;9(1):26-31.
2. Tarçın B. Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Dentin Yüzeyine Bazı Bonding Ajanların Adaptasyonlarının ve Bağlanma Kuvvetlerinin İncelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: Marmara Üniversitesi; 2005.
3. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2002.
4. Ersoy M. Farklı Dentin Bonding Ajanların Dentin Permeabilitesine Olan Etkisinin Mine-Sement Sınırı Altında Açılan Class II Mod Türü Kavitelerde İn-vitro Araştırılması [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1997.
5. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc 2000;131(6):777-85.
6. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. J Oral Rehabil 2003;30(5):515-21.
7. Jacobson B, Berger J, Kravitz R, Ko J. Laser pediatric Class II composites utilizing no anesthesia. J Clin Pediatr Dent 2004;28(2):99-101.
8. Jacobson B, Berger J, Kravitz R, Patel P. Laser pediatric crowns performed without anesthesia: a contemporary technique. J Clin Pediatr Dent 2003;28(1):11-2.
9. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizioiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. J Prosthet Dent 1999;82(4):451-5.
10. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. J Clin Pediatr Dent 2002;26(4):377-82.
11. Kimura Y, Yu DG, Fujita A, Yamashita A, Murakami Y, Matsumoto K. Effects of erbium, chromium: YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. J Periodontol 2001;72(9):1178-82.
12. Rizioiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998;86(2):220-3.

13. Rizioiu 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(4):386-95.
14. Genovese MD, Olivi G. Laser in paediatric dentistry: patient acceptance of hard and soft tissue therapy. *Eur J Paediatr Dent* 2008;9(1):13-7.
15. Eversole LR, Rizioiu I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc* 1997;128(8):1099-106.
16. Üşümez A, Aykent F. Farklı Asitler ve Er,Cr:YSGG Lazer Sistemi İle Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Uygulanan Porselen Lamine Veneerlerin Makaslama Bağlantılarının Değerlendirilmesi. *T Klin Diş Hek Bil* 2003(9):1-8.
17. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2002;26(3):263-8.
18. Yazıcı AR. Kompozit Rezin Restorasyonlarda İki Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemi Olan Asit ve Lazerin Kenar Sızıntısına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1999.
19. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):24-30.
20. Usumez S, Orhan M, Usumez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(6):649-56.
21. Üşümez A. Farklı Asitler ve Er,Cr:YSGG Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantılarının Karşılaştırılması [Doktora Tezi]. Konya: Selçuk Üniversitesi; 2001.
22. Üşümez S, Orhan M, Malkoç S. Er,Cr:YSGG Hidrokinetik Lazer Sistemiyle Mine Pürüzlendirmesinin Ortodontik Apareylerin Yapışma Kuvvetine Etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2000;3(1):6-9.
23. Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers Surg Med* 2001;28(4):371-4.
24. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, Rizioiu IM. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent* 2005;30(1):45-9.
25. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20(1):18-25.

26. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;14(4):252-8.
27. Araujo RM, Eduardo CP, Duarte Junior SL, Araujo MA, Loffredo LC. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(6):325-32.
28. Dönmez N, Özer F. Hibrit Tabakası Özellikleri, Hibrit Tabakasında Gözlenen Mikroskobik Oluşumlar. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2007;24(1):57-62.
29. Altun C. Restoratif Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi* 2004;46(3):264-69.
30. Arıkan S. Posterior Kompozit Restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;8(1):63-70.
31. Nakabayashi N PD. Hybridization of Dental Hard Tissues. Tokyo: Quintessence Publishing Co, Ltd; 1998.
32. Hatibovic-Kofman S, Wright GZ, Braverman I. Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent* 1998;20(3):173-6.
33. Manhart J, Huth KC, Chen HY, Hickel R. Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *Am J Dent* 2004;17(1):12-8.
34. Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Wernisch J, Sperr W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg* 1996;14(3):133-6.
35. Guirguis R, Lee J, Conry J. Microleakage evaluation of restorations prepared with air abrasion. *Pediatr Dent* 1999;21(6):311-5.
36. Fu B, Hannig M. Effects of air abrasion and acid etching on the microleakage of preventive Class I resin restorations: an in vitro study. *J Esthet Dent* 1999;11(3):143-8.
37. Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH. Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent* 1999;24(6):331-6.
38. Gwinnett J SD. Fissure Sealants. In: Williams DF DD, editor. *Biocompatibility of Dental Materials*. Boca Raton, Florida: CRC Press; 1982. p. 15-49.
39. McCabe JF WA. Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-based Materials. In: McCabe JF WA, editor. *Applied Dental Materials*. Cambridge: Blackwell Science; 1998. p. 189-201.
40. Boj JR, Martin AM, Espasa E, Cortes O. Bond strength and micro morphology of a self-etching primer versus a standard adhesive system with varying etching times in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent* 2004;5(4):233-8.

41. Cehreli SB, Gungor HC, Karabulut E. Er,Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study. *J Adhes Dent* 2006;8(6):381-6.
42. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;26(2):95-110.
43. Cehreli ZC, Altay N. Etching effect of 17% EDTA and a non-rinse conditioner (NRC) on primary enamel and dentin. *Am J Dent* 2000;13(2):64-8.
44. Hosoya Y, Kawashita Y, Yoshida M, Suefuji C, Marshall GW, Jr. Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. *Pediatr Dent* 2000;22(2):101-6.
45. Larry LS. Restorative Technics. In: Barber TK LL, editor. *Pediatric Dentistry*. London: PSG Inc.; 1982. p. 145-55.
46. Wang Y, Spencer P. Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sci* 2004;112(3):293-9.
47. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
48. Öztürk N, Aykent F. Dentin Bonding Ajanlar ve Simantasyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2001;4(2):128-31.
49. Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent* 2007;97(4):216-22.
50. Powers JM, Tate WH. *Bond Strength to Enamel*. Berlin: Heidelberg Publishing; 2005.
51. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
52. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;69(11):726-31.
53. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
54. Powers JM, O'Keefe KL, Pinzon LM. Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology* 2003;91(1):1-6.
55. Botta SB, da Ana PA, Zezell DM, Powers JM, Matos AB. Adhesion after erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. *Lasers Med Sci* 2007.

56. Heintze SD, Forjanic M, Roulet FJ. Automated margin analysis of contemporary adhesive systems in vitro: evaluation of discriminatory variables. *J Adhes Dent* 2007;9(4):359-69.
57. Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Tagami J. Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent* 2002;27(5):447-54.
58. Tachibana A, Marques MM, Soler JM, Matos AB. Erbium, chromium: yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci* 2007.
59. Wang Y, Spencer P. Overestimating hybrid layer quality in polished adhesive/dentin interfaces. *J Biomed Mater Res A* 2004;68(4):735-46.
60. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater* 2002;18(3):239-45.
61. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):753-65.
62. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. The CO2 laser as an aid in direct pulp capping. *J Endod* 1998;24(4):248-51.
63. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. Advantages of a pulsed CO2 laser in direct pulp capping: a long-term in vivo study. *Lasers Surg Med* 1998;22(5):288-93.
64. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):717-52.
65. Akgün B. Diş Hekimliğinde Lazer. *Dentalife* 2004(9):14-19.
66. Altundaşar E. Kök Kanallarında Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımının, Dentinin Mineral İçeriğine Etkisi ve Smear Tabakasını Uzaklaştırma Etkinliğinin Araştırılması [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2006.
67. Fox JL, Yu D, Otsuka M, Higuchi WI, Wong J, Powell G. Combined effects of laser irradiation and chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel. *Caries Res* 1992;26(5):333-9.
68. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J* 1990;40(6):323-32.
69. Wilder-Smith P, Arrastia AM, Liaw LH, Berns M. Incision properties and thermal effects of three CO2 lasers in soft tissue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79(6):685-91.
70. Odabaş ME. Nd:YAG Lazer Amputasyonunun İnsan Süt Dişlerinde Etkisinin Klinik ve Histopatolojik Değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
71. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc* 2004;135(2):204-12; quiz 29.
72. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med* 1997;20(1):32-8.

73. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med* 2003;32(1):25-31.
74. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent* 2004;32(1):35-40.
75. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 2003;48(3):146-55; quiz 98.
76. Martin Strafl BU, Alexandra Backer, Fransizka Beer, Andreas Moritz, Ernst Wintner. Comparison of the emission characteristics of the three erbium laser systems- Aphysical case report. *j oral laser application* 2004(4):263-70.
77. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(6):297-303.
78. Masuda YM, Hossain M, Wang X, Matsuoka E, Okano T, Matsumoto K. Effect of Er,Cr:YSGG laser irradiation on eruption of rat mandibular incisor after disturbance of the enamel organ in the pulp. *Lasers Med Sci* 2006;21(3):165-9.
79. Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod* 2007;77(1):117-23.
80. Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M, Sasa R. Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Laser Med Surg* 2002;20(3):141-7.
81. Wang X, Zhang C, Matsumoto K. In vivo study of the healing processes that occur in the jaws of rabbits following perforation by an Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci* 2005;20(1):21-7.
82. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *J Endod* 2001;27(1):9-12.
83. Chen WH. YSGG laser root canal therapy. *Dent Today* 2002;21(5):74-7.
84. Soares F, Varella CH, Pileggi R, Adewumi A, Guelmann M. Impact of Er,Cr:YSGG Laser Therapy on the Cleanliness of the Root Canal Walls of Primary Teeth. *J Endod* 2008;34(4):474-7.
85. Jahan KM, Hossain M, Nakamura Y, Yoshishige Y, Kinoshita J, Matsumoto K. An assessment following root canal preparation by Er,Cr: YSGG laser irradiation in straight and curved roots, in vitro. *Lasers Med Sci* 2006;21(4):229-34.

86. Schoop U, Barylyak A, Goharkhay K, Beer F, Wernisch J, Georgopoulos A, et al. The impact of an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial-firing tips on endodontic treatment. *Lasers Med Sci* 2007.
87. Hubbezoğlu İ. Yeni Nesil Self-Etching Adeziv Sistemlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımları ve Nanosızıntı Bakımından Etkinliğinin Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi [Doktora Tezi]. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2004.
88. Yoldaş Ç. Cam İyonomer Rezin İçerikli Hibrit Materyallerin Yapay Çürük Formasyonu ve Mikrosızıntı Üzerine Etkisi [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2000.
89. Obeidi A, Ghasemi A, Azima A, Ansari G. Effects of pulsed Nd:YAG laser on microleakage of composite restorations in class V cavities. *Photomed Laser Surg* 2005;23(1):56-9.
90. Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci* 2003;18(1):25-31.
91. Moshonov J, Stabholz A, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid-etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent* 2005;15(3):205-9.
92. Gorgül G, Kivanc BH, Maden M, Ulusoy OI, Tinaz AC. Effects of Nd: YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(4):116-23.
93. Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. *J Dent* 2002;30(4):141-6.
94. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 2001;17(4):340-6.
95. Aranha AC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo Cde P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med* 2005;37(2):172-7.
96. Delme KI, Deman PJ, De Moor RJ. Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *J Oral Rehabil* 2005;32(9):676-85.
97. Kivanç BH KL. Er:YAG Lazer ve Frez ile Hazırlanan Sınıf V Restorasyonların Mikrosızıntısının Değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2006(23):165-68.
98. Arisu HD, Sadik B, Bala O, Turkoz E. Computer-assisted evaluation of microleakage after apical resection with laser and conventional techniques. *Lasers Med Sci* 2007.
99. Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG

- and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: an In vitro study. *Lasers Med Sci* 2002;17(2):93-100.
100. Corona SA, Borsatto MC, Pecora JD, De SARRA, Ramos TS, Palma-Dibb RG. Assessing microleakage of different class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *J Oral Rehabil* 2003;30(10):1008-14.
 101. Youssef MN, Youssef FA, Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Vieira MM. Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. *Int J Paediatr Dent* 2006;16(5):342-7.
 102. Roebuck EM, Saunders WP, Whitters CJ. Influence of Erbium:YAG laser energies on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2000;13(5):280-4.
 103. Ergucu Z, Celik EU, Turkun M. Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent* 2007;55(1):27-32.
 104. Dorfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur J Oral Sci* 2000;108(4):346-51.
 105. Prati C, Chersoni S, Acquaviva GL, Breschi L, Suppa P, Tay FR, et al. Permeability of marginal hybrid layers in composite restorations. *Clin Oral Investig* 2005;9(1):1-7.
 106. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 2000;2(1):57-65.
 107. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dent Mater* 2000;16(1):48-56.
 108. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18(3):189-96.
 109. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16(1):6-12.
 110. Duarte S, Jr., Perdigao J, Lopes MM. Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. *Oper Dent* 2006;31(4):500-11.
 111. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Qualitative analysis of adhesive interface nanoleakage using FE-SEM/EDS. *Dent Mater* 2007;23(5):561-9.
 112. Tay FR, Pashley DH, Yiu C, Cheong C, Hashimoto M, Itou K, et al. Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. *Am J Dent* 2004;17(3):182-90.
 113. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Sadr A, Tagami J. Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage. *J Dent Res* 2007;86(10):1001-6.

114. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent* 2002;30(2-3):83-90.
115. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4(4):255-69.
116. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater* 2007;23(9):1164-72.
117. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005;84(7):653-8.
118. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004;32(1):55-65.
119. Suppa P, Breschi L, Ruggeri A, Mazzotti G, Prati C, Chersoni S, et al. Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73(1):7-14.
120. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81(7):472-6.
121. Hashimoto M, De Munck J, Ito S, Sano H, Kaga M, Oguchi H, et al. In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials* 2004;25(25):5565-74.
122. Guzman-Armstrong S, Armstrong SR, Qian F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper Dent* 2003;28(1):60-6.
123. Pasquantonio G, Tay FR, Mazzoni A, Suppa P, Ruggeri A, Jr., Falconi M, et al. Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2007;23(4):513-8.
124. Breschi L, Mazzoni A, Pashley DH, Pasquantonio G, Ruggeri A, Suppa P, et al. Electric-current-assisted application of self-etch adhesives to dentin. *J Dent Res* 2006;85(12):1092-6.
125. Reis A, Grande RH, Oliveira GM, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater* 2007;23(7):862-70.
126. Hosoya Y, Shinkawa H, Marshall GW. Influence of Carisolv on resin adhesion for two different adhesive systems to sound human primary dentin and young permanent dentin. *J Dent* 2005;33(4):283-91.
127. Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of long-term storage on nanoleakage. *Oper Dent* 2001;26(6):609-16.

128. Reis AF, Bedran-Russo AK, Giannini M, Pereira PN. Interfacial ultramorphology of single-step adhesives: nanoleakage as a function of time. *J Oral Rehabil* 2007;34(3):213-21.
129. Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SC, Yiu CK, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res* 2003;82(7):537-41.
130. Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN. The effect of load cycling on nanoleakage of deproteinized resin/dentin interfaces as a function of time. *Dent Mater* 2007.
131. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, et al. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* 2006;11(3):34030.
132. Ting CC, Fukuda M, Watanabe T, Aoki T, Sanaoka A, Noguchi T. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the root surface: morphologic analysis and efficiency of calculus removal. *J Periodontol* 2007;78(11):2156-64.
133. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dent Mater* 2007;23(5):570-8.
134. Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci* 2007;22(3):175-82.
135. Freitas PM, Navarro RS, Barros JA, de Paula Eduardo C. The use of Er:YAG laser for cavity preparation: an SEM evaluation. *Microsc Res Tech* 2007;70(9):803-8.
136. Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg* 2005;23(1):52-5.
137. Aranha AC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech* 2007;70(8):745-51.
138. Secilmis A, Altintas S, Usumez A, Berk G. Evaluation of mineral content of dentin prepared by erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser. *Lasers Med Sci* 2007.
139. Ishizaki NT, Matsumoto K, Kimura Y, Wang X, Kinoshita J, Okano SM, et al. Thermographical and morphological studies of Er,Cr:YSGG laser irradiation on root canal walls. *Photomed Laser Surg* 2004;22(4):291-7.
140. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 2002;110(4):322-9.

141. Bader C, Krejci I. Marginal quality in enamel and dentin after preparation and finishing with an Er:YAG laser. *Am J Dent* 2006;19(6):337-42.
142. de Souza FD, Pecora JD, Silva RG. The effect on coronal leakage of liquid adhesive application over root fillings after smear layer removal with EDTA or Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(1):125-8.
143. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent* 2003;31(2):127-35.
144. Franzen R, Esteves-Oliveira M, Meister J, Wallerang A, Vanweersch L, Lampert F, et al. Decontamination of deep dentin by means of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation. *Lasers Med Sci* 2007.
145. Sehy C, Drummond JL. Micro-cracking of tooth structure. *Am J Dent* 2004;17(5):378-80.
146. Barceleiro Mde O, de Mello JB, de Mello GS, Dias KR, de Miranda MS, Sampaio Filho HR. Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent* 2005;30(3):304-10.
147. Souza-Zaroni WC, Chinelatti MA, Delfino CS, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Adhesion of a self-etching system to dental substrate prepared by Er:YAG laser or air abrasion. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007.
148. Van Meerbeek B IS, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of Dental Research* 1992;71(8):1530-40.
149. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21(7):616-24.
150. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater* 2006;22(6):560-8.
151. Oliveira DC, Manhaes LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg* 2005;23(2):219-24.
152. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of concentration and pH of silver nitrate solution on nanoleakage. *J Adhes Dent* 2003;5(1):19-25.
153. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Hybridization quality in cervical cementum and superficial dentin using current adhesives. *Dent Mater* 2007.
154. Reis AF, Arrais CA, Novaes PD, Carvalho RM, De Goes MF, Giannini M. Ultramorphological analysis of resin-dentin interfaces

- produced with water-based single-step and two-step adhesives: nanoleakage expression. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(1):90-8.
155. Oztas N, Olmez A. Effects of one versus two-layer applications of a self-etching adhesive to dentin of primary teeth: a SEM study. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(1):18-25.
 156. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc* 2005;136(4):477-83.
 157. Salim DA, Andia-Merlin RY, Arana-Chavez VE. Micromorphological analysis of the interaction between a one-bottle adhesive and mineralized primary dentine after superficial deproteinization. *Biomaterials* 2004;25(19):4521-7.
 158. Rontani RM, Ducatti CH, Garcia-Godoy F, De Goes MF. Effect of etching agent on dentinal adhesive interface in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2000;24(3):205-9.
 159. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 1996;75(6):1396-403.
 160. Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1998;22(4):293-8.
 161. el Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. *ASDC J Dent Child* 1998;65(3):169-76.
 162. Shashikiran ND, Gunda S, Subba Reddy VV. Comparison of resin-dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2002;20(4):124-31.
 163. Gotti G, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Evaluation of the bonding mechanism of an adhesive material to primary teeth. *J Dent Child (Chic)* 2004;71(1):54-60.
 164. Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, et al. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: a FEISEM study. *Oper Dent* 2004;29(5):538-46.
 165. Soares FZ, Rocha Rde O, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PE. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. *Pediatr Dent* 2005;27(6):457-62.
 166. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent* 2006;34(1):26-34.
 167. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent* 1999;27(4):265-74.

168. Spencer P, Wang Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res* 2002;62(3):447-56.
169. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res* 2006;85(1):11-4.
170. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;79(6):1385-91.
171. Fernando de Goes M, Montes MA. Evaluation of silver methenamine method for nanoleakage. *J Dent* 2004;32(5):391-8.
172. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Effect of dentin depth on hybridization quality using different bonding tactics in vivo. *J Dent* 2007;35(8):664-72.
173. Pioch T, Kobaslija S, Huseinbegovic A, Muller K, Dorfer CE. The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. *J Biomed Mater Res* 2001;56(4):578-83.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :Fatih ÖZNURHAN
Doğum Tarihi :09.06.1977
Doğum Yeri :Kayseri
Tabiyeti :T.C
Medeni Durumu :Evli
Ortaokul ve Lise : Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi, Kayseri
Fakülte :G.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi, 1997-2002
Doktora Eğitimi :G.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı, 2003-2008

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler:

- Türk Pedodonti Derneği 5. Sempozyumu, Hilton Otel Konya 28-29 Mayıs 2004
- I. Biolase Kullanıcı Sempozyumu Ceylan Intercontinental Otel İstanbul 23 Eylül 2004
- Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği, Atatürk Üniversitesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Bilimsel Sempozyumu Erzurum 27.02 2005
- WCLI (World Clinical Laser Institute) Avrupa Sempozyumu İstanbul 21-23 Ocak 2006
- Türk Pedodonti Derneği 15. Kongresi Titanic Deluxe Resort Beach Hotel 17-21 Ekim 2007

Yayınlar:

- Olmez A, Tuna D, Oznurhan F. Clinical evaluation of diagnodent in detection of occlusal caries in children. J Clin Pediatr Dent. 2006;30(4):287-91
- Sahin F, Camurdan AD, Camurdan MO, Olmez A, Oznurhan F, Beyazova U. Factors Affecting The Timing of Teething in Healty Turkish Infants International Journal of Paediatric Dentistry 2008 Feb 19