



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN VE
KOMPOZİTLERİN GELENEKSEL YÖNTEM VE
ER:YAG LAZER İLE HAZIRLANMIŞ SINIF V
KAVİTELERDE MİKROSIZINTI AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

SENA KARGI
UZMANLIK TEZİ

Danışman: Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

KOCAELİ-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN VE
KOMPOZİTLERİN GELENEKSEL YÖNTEM VE
ER:YAG LAZER İLE HAZIRLANMIŞ SINIF V
KAVİTELERDE MİKROSIZINTI AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

SENA KARGI
UZMANLIK TEZİ

Danışman: Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2019/027 proje numarası ile desteklenmiştir.

KOCAELİ-2021

KABUL VE ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Sena KARGI'nın hazırladığı "FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN VE KOMPOZİTLERİN GELENEKSEL YÖNTEM VE ER:YAG LAZER İLE HAZIRLANMIŞ SINIF V KAVİTELERDE MİKROSIZINTI AÇISINDAN İNCELENMESİ" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman:

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Uzmanlık Tezi Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Prof. Dr. Gürkan GÜR

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE

Tarih: 29.03.2021

Bu tez Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

29/03/2021

Sena KARGI

İTHAF/ADAMA

En değerli meslektaşlarım canım anneme ve babama...



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ilk günden itibaren benden bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman gösterdiği sabır ve hoşgörüsüyle mesleki anlamda ilerlememe yardımcı olan, hem bir danışman hoca hem de bir abi olarak kendi hayat tecrübeleriyle önüme ışık tutan ve uzmanlık tezimin hazırlanması sürecinde büyük katkıları ve emekleri olan değerli tez danışmanı hocam Kocaeli Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL'e,

Akademik katkılarıyla bana yol gösteren, uzmanlık eğitimim boyunca ilgisini ve desteğini hissettiren, bilgi ve tecrübesiyle eğitimime katkı sağlayan çok değerli hocam, Kocaeli Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Tez çalışmam sırasında engin tecrübeleri, bilgileri ve önerileri ile ufkumu genişleten, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen değerli hocam Okan Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Arzu AYKOR'a,

İstatistik analizlerin yapılmasında bilgisiyle ve güler yüzüyle tez çalışmama katkıda bulunan Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Canan BAYDEMİR'e,

Birlikte çalışmaktan çok zevk aldığım benden yardımlarını, dostluklarını esirgemeyen, birlikte hoş vakitler geçirdiğimiz başta Elif İlgi SANCAK, Seval ALPER, Elif Sevilay YILDIRIM ve Sümeyra TOPCU olmak üzere tüm Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma ve bölüm personellerimize,

Eğitim sürecim boyunca birlikte güzel anılar biriktirdiğimiz, çok sevgili uzmanlık öğrencisi arkadaşlarım Gül UÇAR, Gizem KÖMÜRLÜ ve Sezen ALTINDIŞ'e,

İlk günden itibaren hiçbir zaman desteğini ve yardımını esirgemeyen Sema SALIK'a,

Tezimin her aşamasının sorunsuz ilerleyebilmesi için elinden geleni yapan, olaylara yaklaşımıyla ufkumu genişleten, Kocaeli'ndeki en büyük destekçim, arkadaşım Osman TURGUT'a,

Projemizi desteklediği için Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Sonsuz sevgi, emek ve özveriyle beni yetiştiren, bugünlere gelmemi sağlayan, her zaman bana güvenen, beni hep bir adım ileriye taşıyan mesleki bilgileriyle bana her daim destek olan, kızları ve meslektaşları olmaktan gurur duyduğum canım annem Şefika KARGI ve canım babam Rahmi KARGI'ya, varlıkları neşe kaynağım olan, yüzümü hep güldüren abim Ahad KARGI ve yengem Houda KARGI'ya, hayatlarımıza girmeleriyle tarifi mümkün olmayan bir mutluluğu bizlere yaşatan çok sevdiğim yeğenlerim Ahmet Rahmi ve İsa Ahad KARGI'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Sena KARGI

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	
KABUL VE ONAY	4
BEYAN	5
İTHAF/ADAMA	6
TEŞEKKÜR	7
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar DİZİNİ	xiv
RESİMLER DİZİNİ	xv
KISALTMALAR VE SİMGELER	xviii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Adezyon	5
4.2. Adeziv-Aderent İlişkisini Etkileyen Faktörler:	5
4.3. Diş Hekimliğinde Adezyon:	6
4.4. Mineye Adezyon	7
4.5. Dentine adezyon	7
4.6. Smear Tabakası	8
4.7. Hibrit Tabaka	8

4.8. Dentine Bağlantıyı Etkileyen Faktörler	8
4.9. Adezyonu Arttırmak için Dentin Yüzeyinde Yapılan İşlemler	10
4.10. Dentin Yüzeylerinin Asit ile Pürüzlendirilmesi	10
4.11. Dentin Yüzeylerinin Lazer ile Pürüzlendirilmesi	10
4.12. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	10
4.12.1. Tarihsel Gelişimlerine Göre	11
4.12.2. Uygulama Yöntemlerine Göre	11
4.12.3. Uygulama Aşamalarının Sayılarına Göre	11
4.12.4. Adeziv ile Mine ve Dentin Arasındaki İlişkiye Göre	11
4.12.4.1 Etch&Rinse Adeziv Sistemler	11
4.12.4.2 Self-etch Adeziv Sistemler	12
4.12.4.3. Universal Adeziv Sistemler (Multimode)	12
4.12.4.4. Cam İyonomer Adeziv Sistemler	13
4.13. Kompozit Rezinler	13
4.13.1. Kompozit Rezin Sınıflandırılması	13
4.14. Kavite Preparasyon Yöntemleri	15
4.14.1. Geleneksel Yöntem ile Kavite Preparasyonu	16
4.14.2. Lazer Yöntemi ile Kavite Preparasyonu	16
4.15. Lazer İle İlgili Genel Bilgiler	17
4.15.1. Lazerin Tarihçesi	17
4.15.2. Lazer Fiziği	19
4.15.3. Dalga Boyu (λ)	19
4.15.4. Frekans (f)	19
4.15.5. Enerji (mJ)	20

4.15.6. Lazer gücü	20
4.15.7. Atım süresi, Atım Genişliği, Pals Aralığı	20
4.15.8. Lazer Cihazlarının Temel Bileşenleri	21
4.15.9. Lazer Işınının Dokuyla Etkileşimi	22
4.15.10. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri	24
4.16. Lazerlerin Sınıflandırılması	25
4.16.1. Lazer Akif Maddesine Göre Sınıflandırma	25
4.16.2. Lazer Işığının Hareketine Göre Sınıflandırma	25
4.16.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre Sınıflandırma	25
4.16.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre Sınıflandırma	25
4.16.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre Sınıflandırma	26
4.17. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Tipleri	26
4.17.1. Argon Lazerler	26
4.17.2. Nd:YAG Lazerler	27
4.17.3. Ho:YAG Lazerler	27
4.17.4. Er:YAG Lazerler	27
4.17.5. Er,Cr:YSGG Lazerler	28
4.17.6. Karbondioksit (CO ₂) Lazerler	29
4.17.7. Eksimer Lazerler	29
4.17.8. Helyum Neon Lazerler	30
4.17.9. Ruby ve Alexandrite Lazerler	30
4.17.10. Titanyum Safir Lazerler	30
4.17.11. KTP Lazerler (Potasyum Titanyum Fosfat Lazerler)	30
4.17.12. Düşük Seviyeli Lazer Terapisi (LLLT)	30

4.18. Erbiyum Lazerlerinin Restoratif Diş Tedavisindeki Rolü	31
4.19. Sınıf V Kaviteler	33
4.20. Mikrosızıntı	35
4.21. Mikrosızıntı Deneyleri	38
4.22. Nanosızıntı	39
4.23. Yapay Yaşlandırma	40
4.24. Termal Siklus	40
4.25. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Kullanımı	41
5. GEREÇ VE YÖNTEM	42
5.1. Gereç	42
5.1.1. Dişleri Saklama Hazırlığı Aşamasında Kullanılan Gereçler	42
5.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler	42
5.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler	43
5.1.3.1. Clearfil™ Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)	43
5.1.3.2. Bisco Universal Primer™ (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)	44
5.1.3.3. Clearfil Majesty ES 2 (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)	44
5.1.3.4. Ceram X SphereTEC™ (Dentsply, Konstanz, Almanya)	45
5.1.3.5. Elipar™ S-10 LED Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	46
5.1.3.6. Sof-Lex Bitirme ve Cila Sistemi (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	46
5.1.4. Mikrosızıntı Deneyi için Kullanılan Gereçler	47
5.1.5. Işık Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler	47
5.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinde Kullanılan Gereçler	47
5.2. Yöntem	47
5.2.1. Dişlerin Toplanması ve Muhafaza Edilmesi	47

5.2.2. Örneklerin Hazırlanması	48
5.2.2.1. Kavite Preparasyonu	49
5.2.2.2. Adeziv Materyalin Uygulanması	50
5.2.2.3. Kompozit Materyalin Uygulanması	51
5.2.2.4. Bitirme ve Cila İşlemlerinin Uygulanması	52
5.2.3. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması	53
5.2.4. Termosiklus İşlemi	53
5.2.5. Boya Penetrasyon İşleminin Uygulanması	53
5.2.6. Dişlerin vertikal olarak kesilmesi	54
5.2.7. Işık mikroskopunda kesitlerin incelenmesi	55
5.2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması	56
5.2.9. Sonuçların İstatistiksel Analizi	57
6. BULGULAR	58
6.1 Mikrosızıntı Deneyi Bulguları	58
6.2. Işık Mikroskopunda Mikrosızıntı Görüntüleri	69
6.2.1. Grup 1 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick+Clearfil Majesty ES 2 Classic)	69
6.2.2. Grup 2 (Frez+Universal Primer+Clearfil Majesty ES 2 Classic)	69
6.2.3. Grup 3 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)	69
6.2.4. Grup 4 (Frez+ Universal Primer + Ceram X)	70
6.2.5. Grup 5 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic)	70
6.2.6. Grup 6 (Lazer + Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic)	70
6.2.7. Grup 7 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)	71
6.2.8. Grup 8 (Lazer + Universal Primer + Ceram X)	71

6.3. Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) Mikrosızıntı Görüntüleri	71
6.3.1. Grup 1 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick+Clearfil Majesty ES 2 Classic)	71
6.3.2. Grup 2 (Frez+Universal Primer+Clearfil Majesty ES 2 Classic)	73
6.3.3. Grup 3 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)	74
6.3.4. Grup 4 (Frez+ Universal Primer + Ceram X)	76
6.3.5. Grup 5 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic)	77
6.3.6 Grup 6 (Lazer + Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic)	79
6.3.7. Grup 7 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)	80
6.3.8. Grup 8 (Lazer + Universal Primer + Ceram X)	82
7. TARTIŞMA	84
8. SONUÇLAR	96
9. KAYNAKLAR	98
10.EKLER	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
11. ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmamızda yer alan gruplar	48
Tablo 2: Adeziv materyallerin içerikleri ve uygulanma yöntemleri	51
Tablo 3: Kompozit materyallerin içerikleri ve firmaları	52
Tablo 4: Boya Penetrasyonuna Bağlı Skor Tablosu	56
Tablo 5: Grupların servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	58
Tablo 6: Grupların servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın istatistiksel olarak değerlendirilmesi	59
Tablo 7: Grupların servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılığın Dunn's çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi	59
Tablo 8: Mikrosızıntı skorlarının gruplara göre okluzal ve servikal kenarlardaki dağılımı	62
Tablo 9: Grup içerisinde yer alan restorasyonların servikal ve okluzal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı değerlerinin istatistiksel olarak birbirleriyle karşılaştırılması	64
Tablo 10: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	65
Tablo 11: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi	65
Tablo 12: Frez grupları ile Er:YAG lazer grupları arasında okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı	66
Tablo 13: Adeziv gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	67
Tablo 14: Adeziv gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi	67
Tablo 15: Kompozit gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	68
Tablo 16: Kompozit gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi	68

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Clearfil Universal Bond Quick	44
Resim 2: Universal Primer Bond	44
Resim 3: Clearfil Majesty ES 2	45
Resim 4: Ceram X Sphere TEC™	46
Resim 5: Elipar S-10 LED Polimerizasyon Cihazı	46
Resim 6: Sof-Lex Bitirme ve Cila Sistemi	47
Resim 7: Şablon Matriks Bandı	49
Resim 8: Periodontal Sond	49
Resim 9: Diş Yüzeylerinde Hazırlanan Kaviteler	49
Resim 10 -a: Er:YAG Lazer Cihazı -b: Uygulanışı	50
Resim 11: Termosiklus İçin Örneklerin Hazırlanması	53
Resim 12: Termosiklus Cihazı	53
Resim 13: Diş Yüzeylerinin Tırnak Cilasası ile Kapatılması	54
Resim 14: Dişlerin %0.5'lik Bazik Fuksin Boyası İçerisinde 24 Saat Bekletilmesi	54
Resim 15: Hassas Kesme Cihazı	55
Resim 16: Işık Mikroskobu	55
Resim 17: Altın ve Karbon Kaplama Cihazı	56
Resim 18: Altın Kaplama Yapılmış Örnek	56
Resim 19: SEM Cihazı	57
Resim 20: Grup 1 Işık Mikroskobu Görüntüsü	69
Resim 21: Grup 2 Işık Mikroskobu Görüntüsü	69
Resim 22: Grup 3 Işık Mikroskobu Görüntüsü	69

Resim 23: Grup 4 Işık Mikroskobu Görüntüsü	70
Resim 24: Grup 5 Işık Mikroskobu Görüntüsü	70
Resim 25: Grup 6 Işık Mikroskobu Görüntüsü	70
Resim 26: Grup 7 Işık Mikroskobu Görüntüsü	71
Resim 27: Grup 8 Işık Mikroskobu Görüntüsü	71
Resim 28: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	71
Resim 29: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	72
Resim 30: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	72
Resim 31: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	72
Resim 32: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	73
Resim 33: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	73
Resim 34: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	73
Resim 35: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	74
Resim 36: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	74
Resim 37: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	75
Resim 38: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	75
Resim 39: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	75
Resim 40: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	76
Resim 41: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	76
Resim 42: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	77
Resim 43: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	77
Resim 44: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	77
Resim 45: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	78

Resim 46: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	78
Resim 47: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	78
Resim 48: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	79
Resim 49: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	79
Resim 50: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	80
Resim 51: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	80
Resim 52: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	80
Resim 53: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	81
Resim 54: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	81
Resim 55: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	81
Resim 56: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	82
Resim 57: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	82
Resim 58: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü	83
Resim 59: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü	83

KISALTMALAR VE SİMGELER

< :	Küçüktür
% :	Yüzde
A°:	Angstrom
°C:	Derece, Celcius
µm:	Mikrometre, mikron
µs:	Mikrosaniye
10-MDP:	10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat
4-MET:	4-Metakriloksietil trimellitik asit
Bis-GMA:	Bisfenol A glisidil metakrilat
CO ₂ :	Karbondioksit
dk:	Dakika
Er,Cr:YSGG:	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG:	Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet
FDA:	Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
HEMA:	Hidroksietilmetakrilat
Hz:	Hertz
HWG:	Hollow Wave Guide (Dalga Kılavuzu)
ISO:	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)
LED:	Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
mJ:	Milijul
mm:	Milimetre

ms:	Milisaniye
MPa:	MegaPaskal
N ₂ :	Nitrojen
Nd:YAG:	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
nm:	Nanometre
Ort:	Ortalama
PPRD:	Pre-Polimerize Rezin Doldurucu
PPS:	Pulse Per Second (Saniyede Atım Sayısı)
Rpm:	Revolution per minute (Dakikadaki devir sayısı)
SEM:	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
Sn:	Saniye
SS:	Standart Sapma
TEGDMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA:	Ürethan dimetakrilat
VLP:	Very Long Pulse (Çok Uzun Atım)
VSP:	Very Short Pulse (Çok Kısa Atım)
W:	Watt

1. ÖZET

Farklı Adeziv Sistemlerin ve Kompozitlerin Geleneksel Yöntem ve Er:YAG Lazer ile Hazırlanmış Sınıf V Kavitelere Mikrosızıntı Açısından İncelenmesi

Bu çalışma farklı adeziv sistem ve kompozitlerin geleneksel yöntem ve Er:YAG lazer ile hazırlanan sınıf V kavitelere oluşturdukları mikrosızıntılarının incelenmesi amacıyla yapılmıştır. Bu çalışma için çürüksüz ve restorasyonsuz toplam 48 daimi küçük azı dişi çekilerek, doku artıkları temizlendikten sonra distile suda bekletilmiştir. Her grupta 6'şar diş olacak şekilde 8 adet grup oluşturulmuştur; Grup-1: Frez (F)+ Clearfil Universal Bond Quick (UBQ)+Clearfil Majesty ES-2 Classic (ME2); Grup-2: (F)+Bisco Universal Primer™ (UP)+(ME2); Grup-3: (F)+(UBQ)+Ceram X SphereTEC™ (CX); Grup-4: (F)+(UP)+(CX); Grup-5: Lazer (L)+(UBQ)+(ME2); Grup-6: (L)+(UP)+(ME2); Grup-7: (L)+(UBQ)+(CX); Grup-8: (L)+(UP)+(CX). Tüm dişlere 1500 termal siklus işlemi uygulanmıştır (5-55°C). Ardından 24 saat %0,5'lik bazik fuksinde bekletilmiştir. Longitudinal kesit alınmış sınıf V kavitelereki adeziv sistem-dentin ara yüzeyinde boya penetrasyonu, ışık mikroskobu altında iki gözlemci tarafından önceden hazırlanmış skor tablosuna göre değerlendirilmiştir. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM; Scanning Electron Microscope) analizi ile adeziv materyal-dentin ara yüzeyleri ve hibrit tabakanın yapısı incelenmiştir. İstatistiksel analizler Mann-Whitney U testi, Kruskal Wallis Tek Yönlü Varyans Analizi ve Dunn'ın çoklu karşılaştırması ile test edilmiştir (p<0,05). Tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı miktarları okluzal yüzeylere oranla daha fazladır. Ayrıca kavite preparasyon yönteminin, restorasyonların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir (p>0,05). Adezyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı gözlenmiştir (p>0,05). Clearfil Majesty ES 2 kompozitinin mikrosızıntı açısından daha başarılı olduğu görülmüştür. Clearfil Majesty ES 2 kompoziti, sınıf V kavitelere restorasyonu için tercih edilebilir. Lazerle hazırlanan boşluklarda adeziv sistemlerin performansını belirlemek için daha fazla laboratuvar ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Mikrosızıntı, Universal adeziv, Er:YAG lazer, Sınıf V kavite

2. SUMMARY

Investigation of Different Adhesive Systems and Composites In Terms Of Microleakage in Conventional Method and Er:Yag Laser Prepared Class V Cavities

This study was carried out to investigate the microleakage of different adhesive systems and composites in class V cavities prepared with traditional method and Er:YAG laser. For this study, 48 permanent molars without decay and restoration were removed and kept in distilled water after residual tissue were removed. Eight groups were formed with six teeth in each group; Group-1: Bur (B)+Clearfil Universal Bond Quick (UBQ)+Clearfil Majesty ES-2 Classic (ME2); Group-2: (B)+Bisco Universal Primer™ (UP)+(ME2); Group-3: (B)+(UBQ)+Ceram X SphereTEC™ (CX); Group-4: (B)+(UP)+(CX); Group-5: Laser (L)+(UBQ)+(ME2); Group-6: (L)+(UP)+(ME2); Group-7: (L)+(UBQ)+(CX); Group-8: (L)+(UP)+(CX). All teeth were thermocycled 1500 times (5–55°C). Then it was kept in 0.5% basic fuchsin for 24 hours. The dye penetration at the adhesive system-dentin interface in longitudinal sectioned class V cavities was evaluated under stereo microscopy according to the score table prepared by two observers. The adhesive material-dentin interfaces and the structure of the hybrid layer were examined by Scanning electron microscope (SEM) analysis. Statistical analyzes were tested with Mann-Whitney U test, Kruskal Wallis One-Way Analysis of Variance and Dunn's multiple comparison ($p < 0.05$). Microleakage scores on the cervical surfaces were higher than the occlusal surfaces in all groups. In addition, it was determined that the cavity preparation method did not create a statistically significant difference between the microleakage values on the occlusal surfaces of the restorations ($p > 0.05$). It was observed that the adhesion method did not present a statistically significant result in terms of microleakage ($p > 0.05$). Clearfil Majesty ES 2 composite was observed to be more successful in terms of microleakage. Clearfil Majesty ES 2 composite can be preferred for restoration of class V cavities. More laboratory and clinical studies are needed to determine the performance of adhesive systems in cavities prepared with laser.

Keywords: Microleakage, Universal adhesive, Er:YAG laser, Class V cavity

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Mikrosızıntı; bakterilerin, oral sıvıların, moleküllerin, iyonların, enzimlerin ve asitlerin diş sert dokusu ile restoratif materyal arasında mikroskobik geçişi olarak tanımlanmaktadır. Diş ve restorasyon ara yüzeyinde meydana gelen mikrosızıntının restorasyonun dayanıklılığını ve klinik ömrünü etkileyen ana faktörlerden biridir (1).

Frez ile açılan kaviteleler ile lazer ile açılan kavitelelerin birbirlerine üstünlükleri olabilmektedir. Ancak bu noktada kullanılan adeziv materyallerin ve rezin kompozitlerin de etkinlikleri büyüktür. Dolayısıyla sınıf V restorasyonlarda kavite preparasyon yöntemlerinin ve kullanılan materyallerin bilimsel olarak araştırılması ve restorasyonun ömrü için en etkili yöntemin bulunması klinik başarı açısından önemlidir.

Günümüzde kavite hazırlığında lazer sistemleri kullanımı yaygınlaşarak geleneksel yöntemlere alternatif olarak kullanılmaktadır. Gelişen lazer sistemleri sayesinde, çeşitli lazer tipleri ve enerji düzeyleri ile yapılan çalışmalarda diş sert dokuları üzerinde farklı sonuçlara ulaşıldığı bilinmektedir (2). Çürük doku, lazer sistemleri yardımıyla uzaklaştırıldığında mine ve dentin yüzeylerinde meydana getirdiği değişimlerin, uygulanacak olan adeziv sistemleri etkileyebileceği belirtilmiştir (3). Bu yüzden modern yöntemlerle hazırlanmış kavitelere uygulanacak farklı adeziv sistemlerin dentin yüzeyine bağlanması konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Frez ile açılan kavitelelerde yüzeyler mikro morfolojik olarak daha düzenli olmasına rağmen kanal ağızları smear tabakası ile kaplanmış (4). Dentinde kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakası, dentinin sıvı ile dolu bir tübüler sistemden oluşması, dentinin protein içeriğinin yüksek olmasının yüzey gerilimini düşürmesi gibi etkenler dentine adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir (5),(6). Ancak Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM;Scanning Electron Mikroskope) analizlerinde, lazer ile açılan kavitelelerde dentin kanalı ağızlarında smear tabakası görülmediğinden daha açık yüzeyler olduğu, aynı zamanda düzensiz bir mikro morfolojik yapı sergiledikleri gözlenmiştir. Bu yüzey özelliklerinin bağlanmayı olumlu etkilediği öne sürülmüştür. (7),(8). Ancak bazı araştırmacılar ise diş yüzeylerine lazer uygulanmasının bağlanma kuvvetlerini olumsuz yönde etkilediğini belirtmişlerdir (9),(10).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlanırken hidroksiapatit kristalleri kollajen yapıya zarar vermeden uzaklaştırılmadığından dentin adezyonunu olumsuz etkilendiği ileri sürülmüştür (11). Er:YAG lazerlerin kollajen ağına etkileri ile ilgili daha fazla çalışmaya gereksinim vardır. Lazer teknolojilerinin dentin dokusuna uygulanması sonrası çeşitli adeziv sistemlerin etkinliklerinin araştırıldığı in vitro araştırmaların sınırlı düzeyde oldukları ve var olan çalışmaların da daha çok bağlanma kuvvetlerine ilişkin oldukları görülmektedir. Ayrıca literatürde lazer kullanılarak hazırlanan kavite yüzeylerinde meydana gelen değişimin SEM analiziyle gözlendiği birçok çalışma mevcuttur. Ancak restorasyon ile dentin ara yüzeyinin detaylı bir şekilde incelendiği çalışma sayısı daha azdır.

Bu nedenle bu çalışma, in vitro olarak Er:YAG lazer ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere farklı adeziv sistemlerin dentine uygulanması sonrasında, farklı kompozit restoratif materyallerle gerçekleştirilen restorasyonların mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi amacı ile gerçekleştirilmiştir. Rezin-dentin ara yüzeyi ışık mikroskopu kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca çalışmamızda restorasyon ile dentin ara yüzeyini SEM ile analiz edip, hibrit tabaka ve rezin tagları detaylı incelemiş bulunmaktayız.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Adezyon

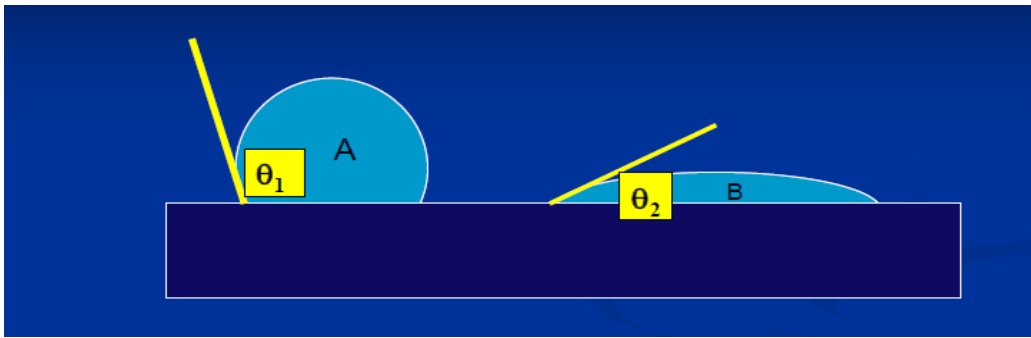
Adezyon (bağlanma) kelime olarak latinedeki “adhaerere” kelimesinden gelmektedir. Farklı moleküller arasında gerçekleşen çekim kuvveti “adezyon”, aynı moleküllerin birbirleri arasındaki çekim kuvveti ise “kohezyon” olarak tanımlanmaktadır. Bağlanmayı sağlamak üzere kullanılan materyale “adeziv”, adezivin uygulandığı yüzeylere ise “aderent” denir. Bu tanımlara göre bağlanma ajanları adeziv, diş sert dokuları ise aderenttir (12). Adezyonun sağlanması için, iki materyalin arasında tam bir temas olması gerekmektedir (13),(14).

4.2. Adeziv-Aderent İlişisini Etkileyen Faktörler:

İyi bir adezyon sağlanabilmesini etkileyen bazı faktörler vardır. Bu faktörler yüzeylerin temiz olması, ıslanabilirlik (wettability), değim açısı ve yüzey enerjisidir.

Islanabilirlik; adezivin aderent üzerinde yayılacağı miktardır. Değim açısı ile ölçülebilir.

Değim açısı; adeziv ile aderent arasında meydana gelen açıdır. İyi bir ıslanabilirlik için, kontakt açısı 90 derecenin altında olmalıdır. 0 dereceye yaklaştığında ise en iyi şekilde yayıldığı gözlenir.



* θ_2 de meydana gelen bağlanma daha iyi olacaktır.

Yüzey enerjisi; bir materyalin diğer materyalleri moleküler seviyede çekme eğilimidir. Kuvvetli bir adezyonun sağlanabilmesi için aderent'in yüzey enerjisinin yüksek olması gerekmektedir.

Adhezyon Mekanizmaları

Adhezyon mekanizmaları mekanik, adsorbsiyon, difüzyon ve elektrostatik adezyon olmak üzere dört farklı şekilde açıklanır.

Mekanik adezyon: Adezivin, aderent üzerindeki girintili, çıkıntılı düzensiz yüzeylere kilitlenmesidir.

Adsorbsiyon adezyonu: Adeziv ve aderent arasında meydana gelen primer veya sekonder kimyasal bağlanmadır (14).

Difüzyon adezyonu: İki polimerin, ara yüzdeki polimer zincir uçlarının difüzyonuyla gerçekleşen, hareketli moleküllerin arasında meydana gelen bağlanmadır (15).

Elektrostatik adezyon: Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında elektrostatik etkileşimler sonucu gerçekleşen zayıf bir bağlantıdır (13). Diğer bir tanımla, bir metal ile polimer arasındaki elektriksel tabakadır (16).

4.3. Diş Hekimliğinde Adezyon:

Restoratif diş hekimliğinde adezyon restoratif işlemlerin başarısında büyük rol oynar. Diş dokularında adezyon, ilk olarak mekanik bağlantıyla sağlanmaktadır, buna kimyasal bağlanma eşlik edebilir (17). 1955 yılında %85'lik fosforik asitle pürüzlendirme tekniğiyle mikro mekanik bağlantı fikri ortaya atılarak restoratif diş hekimliği alanında bir devrime yol açılmış ve bu sayede polimer yapıdaki adezivlerin kullanımına başlanmıştır (18). Bununla birlikte "koruma için genişletme" fikrini benimseyen Black kavite prensipleri zamanla terk edilmeye başlanmıştır. Sonraki dönemlerde adeziv sistemlerde meydana gelen gelişmelerle diş dokuları ve restorasyonlar arasında güçlü bir bağlantı kurulabilmiştir. Adeziv sistemlerdeki gelişmelerle diş dokuları ve restorasyonlar arasında sağlam bir bağlantı kurulabilmiştir (19).

Adezyon işlemi, mine için dentin veya sementten farklıdır, çünkü dentin ve sement, mineden daha nemli ve daha dinamiktir. Daha yüksek oranda organik bileşen,

tübül yapısı, akışkan basıncı ve dentin düşük yüzey enerjisi ile birlikte geçirgenlik, kompozitin dentine yapışmasını zorlaştırır (20).

4.4. Mineye Adezyon

Minenin inorganik yapısının büyük kısmını hidroksiapatit kristalleri, organik kısmını ise kollajen oluşturmaktadır. Yapılan çalışmalara göre, fosforik asit uygulanmasının ardından, kompozitin mineye makaslama bağlanma kuvveti yaklaşık 20 MPa'nın (1-145 MPa) üzerindedir (21). Bu bağlanma kuvveti restorasyonların çoğu için yeterli retansiyon sağlamak ve restorasyon kenarlarında mikrosızıntı gerçekleşmesini önlemektedir (22).

4.5. Dentine adezyon

Dentin dokusu yüksek miktarda su ve çoğunluğu tip 1 kollajen olan organik madde içermesiyle karakterizedir. Ayrıca dentin dokusunda yoğun bir tübül ağı bulunmaktadır. Çapları 1 ile 2,5 mikrometre arasında değişen dentin tübüllerinde sıvı bulunmaktadır (15). Peritübüler ve intertübüler dentin oranlarının bölgelerde değişiklik göstermesiyle dentin mineden farklı olarak heterojen karakter göstermektedir (21), (15).

Dentin mineden farklı olarak nemli bir doku olduğundan, adezyon açısından ciddi oranda zorluk oluşmaktadır (15). Dentinde bulunan sıvının büyük çoğunluğu dentin tübüllerinin içerisine dağılmıştır. Bu yüzden dentine bağlanma noktasında dentin sıvısı kritik rol oynar. Sıvının miktarı dentin tübüllerinin yoğunluğuna, dentinin derinliğine ve lokalizasyonuna göre değişmektedir (23).

Dentin tübüllerinin sayısı mine-dentin birleşiminden (20.000/mm²) pulpaya doğru (45.000/mm²) artmaktadır. Yüzeysel dentinde en düşük derin dentinde ise su konsantrasyonu en yüksektir. Pulpaya yaklaşıldıkça tübüllerde bulunan sıvı ve dentindeki nemlilik arttığından dolayı adezivin dentinle temas sağlayabilmesi için hidrofilik olması gerekmektedir (24). Kalsiyum oranı düşük, karbonat oranı daha yüksek olduğundan, dentinin inorganik kısmını oluşturan hidroksiapatit kristallerinin çözünürlüğü artmaktadır. Bu sayede dentin flor iyonlarının etkileşimine açık hale gelmektedir (25).

4.6. Smear Tabakası

Kavite preparasyonu esnasında dokudan uzaklaştırılan mine parçacıkları; denatüre kollajen, dentin tübülü içerikleri, hidroksiapatit, intertübüler ve peritübüler dentin matriksi, dentin sıvısı, tükürük ve bakteri içeren debrisin meydana getirdiği tabakadır (5),(6),(26).

Smear tabakası kavramı ilk olarak Boyde ve ark. (27) tarafından gözlenmiş ve bozuk Őekilli yüzey tabakası olarak adlandırılmıştır. McComb ve Smith (28), genişletilen kök kanallarında yaptıkları taramalı elektron mikroskop çalışmasında, bu tabakanın varlığını gösterip “smear” ifadesini kullanmışlardır. Smear tabakasının kalınlığı 0,5-5 µm arasında değişmektedir. Smear tabakası; dentin kanallarını tıkayarak dentin geçirgenliğini azaltmaktadır bunun yanı sıra, adeziv rezinlerin dentin dokusuna bağlanmalarını olumsuz yönde etkilemektedir (5),(6). Hava-su spreyi smear tabakasını uzaklaştırmakta tek başına yetersiz kalmaktadır. Adeziv ajanların bağlanması için uygun bir yüzey alanı oluştırmada kimyasal (asit veya Őelasyon yapan ajanlar), mekanik (hava abrazyon) veya termal (lazer uygulamaları) ajanlar kullanılmalıdır (6).

4.7. Hibrit Tabaka

Dişe asit uygulamasıyla dentin yüzeyinin demineralizasyonu gerçekleşir ve kollajen fibril ağı açığa çıkar. Düşük vizkoziteli monomerler bu alana penetre olurlar ve çözünen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano boşlukları doldurarak kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyon işlemiyle beraber adeziv rezin ile dentin arasında mikromekanik bağlantı meydana gelir. Hibrit tabakası olarak adlandırılan bu alan; aside dirençli, orta derecede elastisiteye sahip; kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılan hidroksiapatitten oluşmuş rezinle güçlendirilmiştir (21),(29). Süreç ise hibridizasyondur (6),(23).

4.8. Dentine Bağlantıyı Etkileyen Faktörler

Mevcut adeziv sistemlerin dentin ile yüksek bağlanma kuvvetlerini gösteren *in vitro* alışmalar literatürde bildirilmektedir (30). Dentin zerine adeziv sistemler uygulandığında, bağlanma kuvvetlerinin değişimi sadece malzemelere değil çeşitli klinik

faktörlere bağlıdır. Başarılı bir restorasyon elde edilmesi için, birçok klinik faktör gözden geçirilmelidir.

Dentin dokusunun karmaşık histolojik yapısı ve sıvı içeriğinin fazla olması dentine bağlantıyı olumsuz yönde etkilemektedir (31). Dentinde kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakası, dentinin sıvı ile dolu bir tübüler sistemden oluşması, dentinin protein içeriğinin yüksek olmasının yüzey gerilimini düşürmesi gibi etkenler dentine adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir (32). Dentin kanalları içerisindeki dentin sıvısı 25-30 mm/Hg intrapulpal basınca sahiptir. Ancak kanal ağızları mine ile bütünlüğünü koruduğu sürece dışarı doğru bir sıvı hareketi olmaz iken kavite preparasyonu sonucu kanal ağızları açığa çıkar ve pulpadan dışarı doğru bir sıvı akışı meydana gelmektedir. Bu sıvı basıncı yüzeyin sürekli olarak nemli kalmasına yol açar ve hidrofobik ajanın dentine adezyonunu olumsuz etkiler (33). Bu durumun çözümü için yakın dönemde ileri sürülen “wet-bonding” ajanları ile nemli yüzeye bağlanma sorunu ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır ancak bu ajanların uygulandığında düzgün bir adezyon sağlayabilmeleri için dentin yüzeyindeki nem oranının ne kadar olması gerektiğinin kesin olarak bilinmemektedir (34).

Dentin dokusunun içeriği ve yapısı, fizyolojik ve patolojik değişkenlere bağlı olarak farklılaşabilmektedir. Dentin dokusundaki odontoblast uzantılarının uyarılara verdiği cevap sonucu, kanalcıkların mineraller ile dolmasına bağlı olarak lümenlerinin daralması veya tamamen tıkanmasıyla “sklerotik dentin” meydana gelir. Çürük, atrizyon, travma veya operatif işlemler ise pulpa tarafında “tersiyer” ya da “tamir dentini” oluşturabilmektedir. Bu tarz farklı dentin yapıları normal dentine oranla bağlayıcı sistemlerin adezyonunu olumsuz yönde etkilemektedir (35). Sklerotik dentine bağlanma kuvveti, normal dentine oranla %30 daha düşüktür (36). Dişlerin servikal bölgelerinde, mine kalınlığı azaldığından bu bölgede tübül yoğunluğunun azalmakta ve peritübüler dentinin miktarı artmaktadır. Odontoblastlar servikal bölgelerdeki dentini apatit kristalleri ile örterler ve dentin tübüllerini daraltıp dış etkenlere ve aside dirençli sklerotik bir yapı oluştururlar (37). Aynı zamanda hibrit tabaka incelendiğinden bağlanma dayanımı ve adezyon da düşmektedir (16). Bir çalışmada sağlam dentine bağlanma değeri 22-30 MPa arasında iken sklerotik dentinde bu değer 16-19 MPa arasında ölçülmüştür (38).

4.9. Adezyonu Arttırmak için Dentin Yüzeyinde Yapılan İşlemler

Kullanılan frezin tipi, kavite oluşumu sırasında dentin dokusunun kimyasal ve fiziksel özelliklerini değiştirmektedir. Örneğin; elmas frezlerin oluşturduğu smear tabakası, karbit frezlerinkine oranla daha kalındır ve dentin dokusunda daha fazla düzensizliğe yol açar (39).Oluşan bu düzensizlik ise dentine adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir. Ultrasonik cihazlar ve Er:YAG lazer kullanılarak açılan kavitelerde meydana gelen adezyon bağlantı değerlerinin elmas frez ile açılan kavitelerdekilerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir (40).

4.10. Dentin Yüzeylerinin Asit ile Pürüzlendirilmesi

Adeziv ile dentin dokusu arasında meydana gelmesi istenen bağlantının kuvvetli olmasını, smear tabası olumsuz yönde etkilemektedir. İyi bir bağlanma sağlamak için total-etch tekniğinde dentin yüzeylerine asit uygulaması yapılarak smear tabakası tamamen uzaklaştırılmaktadır. Aynı zamanda intertübüler dentin yüzeyinde demineralizasyon meydana gelir ve rezin monomerler intertübüler hidroksiapatitin uzaklaştırılmasıyla açığa çıkan mikroporoz alanları doldurarak tutuculuğu arttırmaları (41).

4.11. Dentin Yüzeylerinin Lazer ile Pürüzlendirilmesi

Lazer kullanımı; dental dokuların inorganik kısmında bulunan hidroksil gruplarını ve organik kısmında bulunan su moleküllerini hızla buharlaştırmaya çalışarak küçük patlamalar meydana getirir ve “dental ablasyon” meydana gelmesine yol açar (42). Su molekülleri yoluyla oluşan patlayıcı ablasyon neticesinde yüzeyde 1-10 µm seviyesinde girintiler oluşmaktadır (43). Bu pürüzlendirme tekniğinde, ablasyon oluşumu sonucu bağlanmaya olumsuz yönde etki eden mikro kraterler oluşmaktadır (44).

4.12. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde geçmişten günümüze kadar birçok adeziv sistem geliştirilmiştir. Adeziv sistemler farklı özelliklerine göre 4 ana grupta sınıflandırılmışlardır:

1. Tarihsel gelişimlerine göre
2. Uygulama yöntemlerine göre
3. Uygulama aşamalarının sayılarına göre
4. Adeziv ile mine ve dentin arasındaki ilişkiye göre

4.12.1. Tarihsel Gelişimlerine Göre

7 ayrı jenerasyon şeklinde sınıflandırılırlar.

4.12.2. Uygulama Yöntemlerine Göre

4 gruba ayrılırlar;

1. Smear tabakasının üzerine uygulanan adeziv sistemler
2. Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler
3. Smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler
4. Smear tabakasını çözen adeziv sistemler (45)

4.12.3. Uygulama Aşamalarının Sayılarına Göre

- a. Tek aşamalı adezivler
- b. İki aşamalı adezivler
- c. Üç aşamalı adezivler (21)

4.12.4. Adeziv ile Mine ve Dentin Arasındaki İlişkiye Göre

4.12.4.1 Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Etch and rinse sistemler; üç aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki farklı şekilde uygulanabilirler. Üç aşamalı sistemlerde (4. Jenerasyon) diş dokusu %30-40 konsantrasyonda fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilip, ardından hidrofilik rezin ve solvent içeren primer uygulanır. Solvent hava sıkılarak kaviteden uzaklaştırılır ve adeziv uygulanarak polimerize edilir. İki aşamalı sistemler de (5. Jenerasyon) üç aşamalı sistemlerdeki gibi fosforik asit ve yıkama uygulamasını içerir. İki aşamalı sistemde asit aşaması ayrı uygulanırken primer ve adeziv rezin birlikte uygulanır ve polimerize edilir (46).

Etch and rinse sistemler mineye bağlanmada en kuvvetli bağlanmayı gerçekleştirirler. Bağlanmanın uzun ömürlülüğü açısından, özellikle kavite sınırlarının dentine uzandığı durumlarda, etanol bazlı üç aşamalı total-etch sistemler günümüzde hala “*altın standart*” olarak kabul edilmektedir (47).

4.12.4.2 Self-etch Adeziv Sistemler

Self-etch sistemler; iki aşamalı ve tek aşamalı olmak üzere iki farklı şekilde uygulanabilirler. İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerde (6. Jenerasyon) birinci aşama asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonundan, ikinci aşama ise hidrofobik adeziv materyal uygulamasından oluşmaktadır. Asidik primer uygulanmış yüzeye adeziv materyal uygulandıktan sonra her iki tabaka birlikte ışıqla polimerize edilir (48). Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde (7. Jenerasyon, All-in-one) ise asit, primer ve adeziv rezin tek seferde birlikte uygulanmaktadır. Bu sistemlerde 4 metakriloksietil trimelliat anhidrid (4-META) asidik monomerlerin, hidrolitik yıkımı sonucu polietilen glikol, metakrilik asit ve trimellitik asit oluşur. Polimerize olamayan bu asitler hibrit tabaka oluşumundan sonra alttaki dentini çözmeye devam edebilirler ve bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilir (49).

Günümüzde adeziv sistemlerin bağlanma özellikleri karşılaştırıldığında iki aşamalı self-etch adezivler, uygulama kolaylığı ve azalan teknik hassasiyetleri sayesinde “*altın standart*” olarak kabul edilen etanol bazlı üç aşamalı total-etch adezivlerin dayaklılığına en çok yaklaşan sistemler olmuştur (47).

4.12.4.3. Universal Adeziv Sistemler (Multimode)

Universal adeziv sistem, son yıllarda kullanılmaya başlanan ve hem total-etch, self-etch hem de selektif etch teknikleriyle birlikte kullanılabilen bir sistemdir (50). Diş yapısının yanı sıra çeşitli substratlara da bağlanabilen bu sayede geniş bir kullanım alanı olan sistemlerdir (51).

Bu adeziv sisteminin çok yönlü kullanım olanağıyla artan popülaritesi iki aşamalı self-etch adezivlerin üstün seçenekleri hakkında soruları gündeme getirmiştir. Yapılan bir çalışmada universal adezivlerin dentine bağlanımlarının iki aşamalı self-etch adezivlere oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (52). Bu durumun aksine, yapılan diğer çalışmalarda, ya anlamlı bir fark bulamamıştır (53) ya da iki aşamalı self-etch adezivlerin dentine bağlanımının universal adezivlerden daha yüksek olduğu bulunmuştur (46). Bu nedenle universal adezivler ile iki aşamalı self-etch adezivlerin dentin bağlanımları

tartışmalı bir konudur. Bu konunun açıklığa kavuşturulması için daha fazla çalışma gerekmektedir.

4.12.4.4. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler diş yüzeyine herhangi bir işlem uygulamadan kendiliğinden tutunabilen materyallerdir. Buna rağmen polialkenoik asit kondisyonerlerin diş yüzeylerine uygulanması sonucu bağlanma dayanımları arttırılmaktadır (54). Dentine adezyonları mikromekanik ve kimyasal yolla gerçekleştirilmektedir (55).

4.13. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, mine ve dentin dokularına adeziv sistemlerle bağlanırlar. Günümüze gelene kadar birçok değişime uğramışlardır ve bağlayıcı sistemlerin de hızla gelişmesiyle kullanımları yaygınlaşmıştır.

4.13.1. Kompozit Rezin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü ve bu partiküllerin ağırlıkça ya da hacimsel olarak yüzdeleri; viskoziteleri veya polimerizasyon yöntemleri göz önünde bulundurularak yapılabilir.

-İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre;

Megafil, Makrofil, Midifil, Minifil, Mikrofil, Hibrit, Nanofil kompozitler.

-Vizkozitelerine göre;

- Kondanse olabilen kompozitler (Condansable, Packable)
- Akışkan kompozit rezinler (Flowable)

-Polimerizasyon yöntemlerine göre;

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler (Chemical-cure) (Self-cure)
2. Işık ile polimerize olan kompozitler (Light-cure)
3. Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen kompozitler (Dual-cure)

Kompozit rezinlerdeki partikül boyutları arttıkça materyal direnci artmaktadır ancak

bu sefer de cilalanmaları ve yüzey pürüzsüzlüklerini korumaları güçleşmektedir.

Güncel gelişmelerle beraber kavite tipi, şekli, boyutu, uygulanan bölge, estetik beklentiler gibi farklı kriterlere yönelik olarak restoratif materyal çeşitliliği artmıştır. Güncel sınıflandırmayla kompozit rezinler aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir;

1. Nanokompozitler
2. Akışkan kompozit rezinler
3. Ormoserler
4. Self-adeziv kompozit rezinler
5. Siloran bazlı kompozit rezinler
6. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler
7. Bulk-fill kompozitler
8. İyon salabilen kompozit rezinler
9. Antibakteriyel kompozit rezinler

Kompozit materyaller özellikle partikül boyutlarına bağlı olarak alt sınıflara ayrılmaktadır. Geleneksel kompozit materyallerde doldurucu partiküllerin boyutu yaklaşık 50 μm 'dir. Bu makrofil materyaller çok dirençli olmalarına rağmen cilalanmaları ve yüzey pürüzsüzlüklerini korumaları oldukça güçtür. Geçmiş dönemde "nano" kavramı pek tanınmamaktadır. Bu yüzden estetik özelliklerinin devamlılığını sağlayabilmek için mikrofil kompozitler piyasaya sunulmuştur. Mikrofil kompozitlerin düşük doldurucu içeriği, matriks içerisine eklenen yüksek yoğunluklu pre-polimerize rezin doldurucu (PPRD) eklenerek tamamlanmaktadır. Bu kompozitlerin cilalanabilmeleri çok iyi olmasına rağmen doldurucu oranları düşük olduğundan dirençsiz yapıya sahiptirler. Fiziksel direnci yeterli olan ancak aynı zamanda da estetik özelliği ve cilalanabilirliği geliştirilmiş olan bir kompozit rezin arayışı devam etmiştir. Bu amaçla geleneksel kompozitlerdeki doldurucu partiküllerin boyutları daha da küçültülerek oldukça küçük partiküllü hibrit kompozitler elde edilmiştir. Daha sonra doldurucu çapı ortalama 1 μm 'den büyük olan ve 40 nm boyutlarında silika doldurular da içeren midofil kompozitler piyasaya sürülmüştür. İlerleyen zamanlarda güncel gelişmelerle beraber partikül çapı mikron altı düzeye indirilip ortalama 0,4 ile 1,0 μm boyutları arasında doldurucular içeren

minifil kompozitler üretilmiştir (56). Bunlar daha sonraları mikrohibrit kompozitler şeklinde adlandırılmışlardır. Hem mekanik dirençleri yeterlidir hem de cilalanabilirlikleri yüksektir bu sayede hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilirlikleri için “universal kompozit” olarak düşünülmüşlerdir. Yakın dönemde ise nano boyutlu partiküller içeren nanofil kompozitler geliştirilmiştir. Birçok üretici firma mikrohibrit formüllerine daha fazla nano partikül ve mikrofillerdeki gibi PPRD eklemesi yaparak nanohibrit kompozit grubunu oluşturmuşlardır. Genel anlamda nanohibrit kompozitleri mikrohibrit kompozitlerden ayırmak güçtür. Esneme dayanımları bu iki grup için benzer olmasına rağmen nanohibritlerin esneme dayanımı bir miktar daha yüksektir (57). Nanohibritlerin yapısında bulunan PPRD sebebiyle bazı özelliklerinin mikrohibritlerin biraz aşağısında kalabileceği öne sürülmektedir (58). Ancak yapılan 2 ve 4 yıl takip süreli klinik çalışmalarda benzer kusursuz sonuçlar elde edilmiştir (59).

Kompozit rezinin yapısında kullanılan inorganik doldurucu boyutu, şekli ve kompozisyonunun analizi için kapsamlı elektro-mikroskopik ve elemental analizler yapılmaktadır (60). Yıllar önce organik modifiye seramikler (ORMOCER) geliştirilerek piyasaya sürülmüştür (61). Ancak daha az miktarda polimerizasyon büzülmesi veya büzülme stresi gösteren yeni kompozit monomerleri üzerine çalışmalara ağırlık verilerek epoksi bazlı siloran sistemi (Filtek Silorane LS-3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) geliştirilmiştir. Bu kompozitler klasik dimetakrilat bazlı rezinlerden daha az polimerizasyon büzülmesi göstermiş ve daha iyi mekanik özellikler sergilemiştir (62),(63). Son zamanlarda self-adeziv akışkan kompozitlere ağırlık verilmiştir. Bu kompozitler doldurucu oranı azaltılarak veya içerisine surfaktan gibi akışkanlığı artırıcı ajanlar eklenerek viskoziteleri düşürülen materyallerdir. Ancak inorganik doldurucu oranının düşürülmesi mekanik açıdan olumsuz etkilemektedir aynı zamanda polimerizasyon büzülmesini de arttırdığından tercih edilmemelidir (64). Buna rağmen daha yoğun kıvamdaki kondanse olabilen kompozitler ise toplam doldurucu yüzdelerini arttırarak değil, doldurucu boyutlarının dağılımdaki modifikasyonları sayesinde veya fiber tarzında partiküllerin eklenmesi yoluyla elde edilmektedirler (65).

4.14. Kavite Preparasyon Yöntemleri

Kavite preparasyonu; çeşitli etkenlere bağlı olarak doku kaybına uğramış olan

dişlerin form, fonksiyon ve estetiğini yeniden kazandırmak amacıyla restorasyonun uygulanmasından önce diş yüzeyinde yapılan mekanik işlemlere denir. Elmas frezler yardımıyla açılan kaviteler, çürük dokusunu hızlı ve etkili bir şekilde uzaklaştırabildiğinden hekime büyük kolaylık sağlayan geleneksel kavite preparasyon yöntemidir. Ancak meydana getirdiği yüksek ses, ısı, titreşim, istenmeyen madde kaybı, çatlak oluşumu, smear oluşumu gibi olumsuz özellikleri nedeniyle zaman içerisinde araştırmacılar alternatif yöntemler arayışına girmişlerdir. Bu süreçte lazerlerde meydana gelen gelişmeleri takiben sert doku lazerlerinin gelişimiyle Erbiyum lazerler kavite preparasyonunda kullanılmaya başlanmıştır (66).

4.14.1. Geleneksel Yöntem ile Kavite Preparasyonu

Aerätör ve mikromotor başlarına takılan elmas, çelik veya tungsten karbid frezler yardımıyla diş yüzeyinde kavite açılması geleneksel yöntem olarak adlandırılır. Bu preparasyon yönteminden sonra diş yüzeyinde 1-5 µm düzeyinde smear tabakası oluşmaktadır. Ayrıca yüksek hızla dönen bu aletlerle çalışma sırasında ısı artışı meydana gelmesini önlemek için su soğutması yapılmalıdır. Aksi takdirde pulpada meydana gelecek 5.5°C'lik bir ısı değişiminin dahi pulpada nekroza yol açabileceği bildirilmiştir (67). Araştırmacılar, su soğutması altında hazırlanan kavitelere pulpa dokusuna iletilen ısı artışını 2-4°C arasında olduğunu tespit etmişlerdir (68)Yüksek hızla dönen aletlerle hazırlanan kavitelere istenilenden fazla diş dokusu da kaybı meydana gelebilir (69). Bir başka dikkat edilmesi gereken nokta ise hekimin pedaldan ayağını çekmesini takiben beş saniye süresince frez dönmeye devam edebileceği için hekimin bu yöntemde mutlaka çok dikkatli çalışarak istenmeyen kazaları önlemesi gerekmektedir (70). Bu yöntemde meydana gelen titreşimin etkisi ve ses, hasta konforunu olumsuz yönde etkileyerek hasta stresini arttırsa da günümüzde hala en sık kullanılan kavite preparasyon yöntemidir.

4.14.2. Lazer Yöntemi ile Kavite Preparasyonu

Dişlere kavite açımı sırasında lazer kullanımı fikri ilk ortaya atıldığında büyük ilgi görmüştü. Argon, Karbon Dioksit (CO₂), Helium-Neon (He-Ne), Neodymium Yttrium Aluminum Garnet (Nd:YAG) gibi lazerler kavite preparasyonunda denenmiş fakat ilk denemelerinde diş sert dokularının üzerinde açığa çıkardıkları kontrolsüz yüksek ısıyla, pulpa nekrozuna ve dokular üzerinde harabiyete neden olmuşlardır. Hava-su soğutması yeterli olmayan lazerlerin oluşturdukları yüksek ısıya bağlı olarak diş sert

dokularında yanma ve erimeye neden olduğu, pulpa dokusunda ise nekroza yol açtığı bildirilmiştir. Lazerlerin hava su soğutması yeterli olmadığında oluşturdukları yüksek ısıya bağlı olarak diş sert dokularında yanma ve erimeye neden oldukları, pulpa dokusunda ise nekroza yol açtıkları bildirilmiştir. Kullanılan lazerlerin suda soğurulma katsayılarının düşük olması nedeniyle diş sert dokusuna yeterli ablasyon yapamadıkları tespit edilmiştir (71).

Erbiyum lazerlerin suda soğurulma katsayıları diğer lazerlerden yüksektir. Mine ve dentin dokularının su içeriği sayesinde bu dokular üzerinde yüzeysel etki sağlarken pulpa dokusuna ısı iletilmesine sebep olmazlar. Lazer ışığının yüksek enerjisi su molekülü tarafından soğurularak molekül içerisinde ani bir ısınma meydana getirir. Su molekülü kaynama noktasına ulaşır ve yarattığı mikro patlamalar ile çevre doku küçük parçalara ayrılarak uzaklaşır. Bu olaya “ablasyon” adı verilmektedir (72).

Lazerin kimyasal ve ısıl etkileri sert dokuların uzaklaştırılmasında rol oynamaktadır. Kavite preparasyonu sırasında özel kavite şekli oluşturulmasını gerektirmeden yalnızca çürük dokusunu ortamdaki uzaklaştırabildiği için geleneksel yöntemden daha konservatif bir yaklaşımdır (73). Bakterisid etkisi sayesinde kullanıldığı alandaki mikroorganizmaları yok etmektedir. Temassız modda çalışırken su soğutması direkt olarak lazerin uygulandığı preparasyon alanına etki etmektedir. Ancak geleneksel yöntemde frez temasıyla ısınan alan su yardımıyla anında soğutulamamaktadır (71).

4.15. Lazer İle İlgili Genel Bilgiler

4.15.1. Lazerin Tarihçesi

“Radyasyonun Uyarılmış Salınımı ile Işığın Güçlendirilmesi” anlamına gelen lazer kelimesi, İngilizce “**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation” kelimelerinin baş harflerinin birleştirilmesinden (laser) oluşmaktadır. Atomik model teorisi (1913), uyarılmış emisyon fenomeni (1916) ve uyarılmış radyasyon emisyonu teorisini (1917) göz önüne alındığında, lazer teknolojisi arkasında yüzyıllık bir bilimsel geçmiş barındırmaktadır. Etkin bir şekilde, atom yapısının bir modelini Niels Bohr 1913’te, daha önce Rutherford tarafından tarif edilen ve farklı enerji durumlarına karşılık

gelen farklı yörüngelerdeki elektronların pozisyonunu tanımlayan modeli değiştirerek önermiştir. Fotonik enerjinin bir elektromanyetik dalga biçimindeki emisyonu, bir elektronun daha yüksek enerji durumuna sahip bir yörüngeden daha düşük enerji düzeyine sahip olana doğru kaymasının sonucudur. 1922’de Niels Bohr, kuantum teorisinin temelini oluşturan spontan radyasyon emisyonları teorisi ve çalışmaları için Nobel Fizik Ödülü’nü almıştır (74). Uyarılmış salınım kavramı lazer fiziğinin temelini oluşturmaktadır. İlk olarak 1917 yılında Albert Einstein öne sürmüştür (75). Bu kelime, IADS (International American Dental Society) terimleri arasına girmiştir (76). 1960 yılında Huges Aircraft Corporation çalışanı Theodore H. Maiman ilk lazeri keşfetmiştir ve buluşunu *Maser* olarak adlandırmıştır (77). Maser, lazer kelimesi gibi işleyiş prensibini özetleyen ve *Uyarılmış Işıma ile Mikrodalga Yükseltici* anlamına gelen İngilizce “**M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Lazer teknolojisi tıp ve diş hekimliği alanlarında ise ilk kez 1964 yılında Goldman tarafından kullanılmıştır (78). Lazer gelişimi ile ilgili Nobel ödülü aynı yıl (1964) Townes, Basov ve Prokhorov isimli araştırmacılara verilmiştir. Theodore H. Maiman tarafından üretilen ilk lazer cihazı, 694 nm dalga boyunda ışın yayan yakut lazerdir (77). 1961 yılında ise geliştirilen ikinci lazer olarak Neodymium lazer ortaya konmuştur (79). 1964 yılında Patel ve ark. CO₂ lazeri ortaya çıkarırken, Geusic ve ark. ise Nd:YAG lazeri geliştirmişlerdir (80). 1965 yılında Dermatolog Dr. Leon Goldman yakut lazerin acısız bir biçimde mine üzerinde çatlaklar oluşturabildiğini bildirmiştir (42). CO₂ lazerin ilk medikal alandaki uygulamalarından birisi, Jako ile Polanyi tarafından 1970 yılında gerçekleştirilmiştir. 1971 yılında Hall ve ark. ile 1972 yılında Jako, hayvan deneylerinde lazere karşı gelişen doku reaksiyonunu ve yara iyileşmesini ilk kez tanımlayan araştırmacılar olmuşlardır (80). Dental dokular üzerinde ilk yapılan tüm araştırmaların yakut lazer ile yapılmasının dental lazerlerin gelişimini yavaşlattığı düşünülmektedir (76).

Lazerlerin diş hekimliği alanında kullanımları zamanla gelişmiştir. Geleneksel yöntemle yapılan kavite preparasyonu esnasında aeratör ve mikromotordan çıkan ses ve titreşim hastaları rahatsız etmektedir. Lokal anestezi yardımıyla ağrı ortadan kaldırılsa da iğne korkusu, titreşim ve sesin verdiği rahatsızlık devam etmektedir. Birçok avantajı bulunan lazerler, bu anlamda geniş bir kullanım alanına sahiptir (81).

4.15.2. Lazer Fiziği

Işık, doğrusal ışın demetleri halinde yayılan, hem tanecik hem de dalga özelliği taşıyan elektromanyetik dalgalardan meydana gelmektedir (52). Uzayda yayılım gösteren bir enerji türü olan elektromanyetik radyasyonun en küçük formu foton olarak adlandırılmaktadır. Kütleli olmayan fotonlar, enerji paketleri şeklinde boşlukta ışık hızında hareket etmektedir. Dalga olarak yayılmalarına rağmen parçacık olarak da etkileşime girebilmektedirler (82).

Lazer ışığının kullanım sonuçlarını belirleyen parametreler; dalga boyu, frekans, enerji yoğunluğu, güç yoğunluğu, lazerin atım süresi, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili şeklindedir. Bu parametrelerden herhangi birinde meydana gelen değişiklik lazer uygulamasının sonuçlarını değiştirmektedir (82).

4.15.3. Dalga Boyu (λ)

Dalga boyu Yunanca “ λ ” harfi ile gösterilmektedir. Periyodik enerji dalgalarının tekrarlanan birimleri arasında yatay düzlemde oluşturulan mesafedir. Dalga boyu, birbirini izleyen dalgaların zirve noktaları arasındaki fiziksel uzaklığın ölçülmesiyle nanometre veya mikrometre cinsinden ifade edilmektedir. Işık rengini; radyasyonun dalga boyunun spektrum içerisinde gözle görülebilir değerler ile eşleşebildiği noktalar belirlemektedir (82).

4.15.4. Frekans (f)

Frekans veya titreşim sayısı; birim zaman içerisinde belirli bir noktadan geçen dalga sayısı olarak tanımlanabilir. Frekansın birimi, uluslararası birim sisteminde (SI) Hertz’dir (Hz). Bir dalganın frekansı, dalga boyuyla ters orantılıdır; dalga boyu arttıkça frekans azalmaktadır. Dalga boyuyla frekansın çarpımı, o dalganın hızını (V) belirtmektedir ($V=f\lambda$) (83). Işığın boşluktaki hızı “c” ile gösterilmektedir ve yaklaşık olarak saniyede 300.000 km’dir. Bu durumda elektromanyetik bir dalga olan lazer ışığı için “ $f=c/\lambda$ ” ifadesi uygun olmaktadır. “h” Planck sabiti olmak üzere, “Foton enerjisi (E); $E_f=hf=hc/\lambda$ ” formülü yardımıyla ifade edilmektedir (83).

4.15.5. Enerji (mJ)

Belli bir zamanda yapılan iş olarak tanımlanmaktadır. Enerji, güç ve zamanın çarpımına eşittir. Birim olarak Joule (J) veya miliJoule (mJ) kullanılmaktadır (84). Enerji yoğunluğu (fluens), kavramı ise birim alandaki enerji miktarı (mJ/cm^2) olarak ifade edilmektedir (76). Enerji yoğunluğu sayesinde, lazer kullanıcısının lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptarken spot çapını göz önünde bulundurma gereksinimi ortadan kalkmaktadır. Bundan dolayı yararlı bir parametredir (84).

4.15.6. Lazer gücü

Oluşturulan enerji oranını ifade etmektedir ve 1 Watt lazer gücü; 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi tanımlamaktadır (84). “Güç yoğunluğu”, birim alandaki foton yoğunluğudur. Lazer enerjisinin en yüksek olduğu spesifik dairesel alana “spot alanı” ya da “odak noktası” denilmektedir. Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksek iken merkezden uzaklaştıkça sifira yaklaşmaktadır (76).

4.15.7. Atım süresi, Atım Genişliği, Pals Aralığı

Lazerin enerjisinin dokuya iletilme süresini belirtmek için kullanılan eş anlamlı terimlerdir. Bu süre “ μs ” ya da “ms” olarak ifade edilmektedir. Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç, maksimum atım gücü olarak tanımlanmaktadır (84).

Lazer ışığının elde edilmesine bağlı olarak normal ışıktan farklı özellikleri bulunmaktadır:

1. Monokromatik (Tek renkli): Normal ışık görünür spektrumdaki birçok rengin birleşmesinden oluşmaktadır. Lazer ışığı ise görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renk ve tek bir dalga boyundan meydana gelmektedir (85).

2. Kollime (Paralel): Lazer ışığı doğrusaldır. Lazer ışığının etrafa rastgele dağılmaması önemli düzeyde enerjinin oldukça dar alanlarda odaklanabilmesini sağlamaktadır. Bu özelliği sayesinde ulaşılamayan bölgelere ulaşılabilir. Ancak normal ışık kaynağından çıkan dalgalar ışığı çeşitli doğrultularda yaymaktadır, ışık zayıf ve dağınıktır (86), (87).

3. Koherent (Eş fazlı): Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu şekilde hareket ederler. Özetle ışık dalgalarının tepe noktaları ve dip noktaları birbirinin aynısıdır (42), (86), (87).

Lazer ışığı bu üç özelliğin hepsini taşımaktadır. Uyarılmış salınım yoluyla bu üç özellik aynı anda meydana gelmektedir. Normal ışıkta salınım rastgele iken uyarılmış salınımında foton salınımı düzenlidir (42), (86), (87).

Kuantum teorisi “uyarılmış salınım” kavramının temelini oluşturur. Kuantum teorisi, bir atomun yörüngelerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki sıçrayışlarını ifade etmektedir (76). Uyarılmış salınım ve lazer fiziğinin daha iyi anlaşılabilmesi için ilk olarak atomun yapısının bilinmesi gerekmektedir.

Atom, maddeyi oluşturan en küçük birimdir. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durumda atomun enerjisi en düşüktür ve “bazal durum (ground state)” olarak adlandırılmaktadır. Herhangi bir dış müdahale olduğunda ilk olarak dış yörüngede bulunan elektronlar etkilenir (88). Bu elektronlar enerjiyi kendilerine alırlar ve bir üst yörüngeye çıkararak uyarılmış hale gelirler. Uyarılan atomlar kararsızdır ve eski yörüngeye dönme eğilimindedir. Elektronlar spontan bir şekilde yüksek düzeyden eski düzeye döndüklerinde ortaya çıkan enerji farkı foton olarak salınır. Bu olay “kendiliğinden salınım” olarak adlandırılır (76), (87), (88).

4.15.8. Lazer Cihazlarının Temel Bileşenleri

Lazer temel olarak üç kısımdan oluşmaktadır:

- Optik kavite
- Aktif ortam
- Pompalama kaynağı ya da eksitasyon kaynağı

“Optik kavite” (lazer kavitesi, rezonasyon tüpü), cihazın ortasında bulunur ve her iki ucunda birbirine paralel aynalar bulunmaktadır. Bu sayede pompalama kaynağından gelen enerji git-gel hareketi yaparak ışığın kuvvetlendirilmesi sağlanır. Aynalardan bir tanesi tam yansıtıcıdır, diğeri ise kısmi geçirgendir (%1-20 geçirgen). Aynaların paralelliği ışığın da paralel olmasına yol açarken, bu aynalardan birinin seçici geçirgen olması yeterli enerji düzeyine ulaşan ışığın optik kaviteden çıkışına yol vermektedir. Optik kavite içerisinde kimyasal elementlerde, moleküllerden ya da bileşiklerden oluşan

bölüme “aktif ortam” denmektedir. Lazerler aktif ortamı oluşturan maddeye göre adlandırılırlar. Aktif ortam; gaz, sıvı, kristal ya da katı haldeki yarı iletken bir madde olabilmektedir (76).

Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktarmakla görevli olan bir güç kaynağı bulunur. Bu güç kaynağı “pompalama kaynağı” ya da “eksitasyon kaynağı” olarak adlandırılır ve bir elektrik bobini, flaş lambası veya diyot lazer olabilmektedir. Ancak pompalama işlemi yapan sabit bir enerji kaynağı varlığında aktif ortam içindeki atomlar dinlenme halinden uyarılmış enerji düzeyine çıkabilirler (88).

Amplifikasyon sırasında meydana gelen ısının soğutulması için soğutma sistemi, odaklama için lensler ve diğer kontrol bölümleri lazerin mekanik yapısını tamamlamaktadır (76).

4.15.9. Lazer Işınının Dokuyla Etkileşimi

Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine göre dokuda soğurulabilir (absorption), yansıtılabilir (reflection), dokular içerisinde saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan geçebilir (transmission) (88).

Soğurulma (Absorption): Lazer ile doku etkileşiminin etkin bir şekilde sağlanabilmesi için, hedef dokunun lazer ışınını maksimum düzeyde soğurması gerekmektedir. Absorbsiyon; lazer ışığının elektron enerjisinin hedef atomlar ile çarpışması sayesinde meydana gelmektedir ve ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak açıklanabilir.

10.600 nm dalga boyuna sahip CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulmaktadır ve dış dokularına en büyük afiniteye sahiptir (89). Özetle su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının Er:YAG, Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet) ve CO₂ lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir (88).

Yansıma (Reflection): Lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki meydana

getirmeksizin geldiği yöne doğru dağılmasıdır. Gönderilen ışının yüzeyle yaptığı açı veya ortamın kırıcılık indeksi, ışığın kırılma açısından daha az ise yansıma meydana gelmektedir. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktarda iletilmemesi demektir. Mine yüzeyinde meydana gelen yansıma dentin, sement ve diş etine oranla daha fazladır (90). Ayrıca yansıma miktarı non-kontak lazerlerde kontak lazerlere göre daha fazladır (86).

Geçme (Transmission): Lazer ışınının dokuda hiçbir etkileşime girmeden doğrudan iletilmesi durumudur. Bu sırada lazer ışını dokuda bir miktar değişime uğrayabilir ya da değişmeden geçebilir. Lazer ışınının dalga boyu, uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışın doku içerisinde o kadar derine ilerleyebilmektedir. Erbiyum lazerlerin absorpsiyon derinlikleri yaklaşık 0,01 mm'dir. Bu yüzden genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler (90).

Saçılma (Scattering): Lazer enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sıçrayarak dağılması saçılma olarak tanımlanmaktadır. Enerjinin doku tarafından soğurulması ile saçılması ters orantılıdır. Soğurulma miktarı arttıkça saçılma miktarı azalmaktadır. Lazer ışığının saçılması, oluşması amaçlanan etkisinin zayıflamasına yol açmaktadır. Cerrahi bir uygulama sırasında lazer ışınının saçılması komşu dokulara ısı aktarımına yol açarak istenmeyen tahribata sebep oluyorken, kompozit rezinlerin sertleştirilmesi gibi ışının daha geniş alanlara dağılmasının istendiği durumlarda olumlu olabilmektedir (76). Bir işlem için uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en fazla soğurulan; en az yansıma, saçılma ve geçme yapan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Yumuşak doku cerrahisi için, su tarafından soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler) kullanımı tercih edilmektedir. Hemoglobin tarafından soğurulan lazerler ise vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalga boyları, kompozit rezinler tarafından iyi absorbe edilirken, hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda daha kullanışlı bulunmuşlardır (91). Birden çok doku tarafından soğurulabilen dalga boyuna sahip lazerler her dokuda farklı etkiler meydana getirebilmektedir. Er:YAG ve Nd:YAG gibi çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da bulunmaktadır. Bu cihazlar sayesinde hekim, dalga boyunu değiştirerek

istenilen doku etkisini elde edebilmektedir (92).

4.15.10. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Doku tarafından soğurulan lazer enerjisinin oluşturduğu etkiler fotokimyasal, fotomekanik, fotoelektrik ve fototermal olarak sınıflandırılırlar.

Fotokimyasal etki; lazer ışığının uygulandığı yüzeyde veya hedef dokuda herhangi bir termal etki olmaksızın ortaya çıkan kimyasal değişikliktir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon zincirinin başlatılması aşamasında lazerin fotokimyasal etkisinden faydalanılmaktadır.

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler; yüksek enerji yoğunluğundaki çok kısa atımlarla dokuda meydana gelen değişimlerdir.

Fototermal etki; ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak tanımlanmaktadır. Lazer enerjisinin doku üzerinde oluşturduğu termal etki dokuya aktarılan ısının miktarına ve bu ısı artışının hücre içi veya hücreler arası su moleküllerinde meydana getirdiği reaksiyonlara bağlıdır. Bu ısı artışı dokuda birtakım değişikliklere yol açabilir. Dokudaki ısı artışı normal değer üstünde olup dokuda bir yıkımın olmadığı durum “hipertermi” olarak tanımlanır. Sıcaklık 60°C’ye ulaştığında “proteinlerin denatüre” olması başlar ancak alttaki dokuda herhangi bir buharlaşma meydana gelmez ve bu duruma “koagülasyon” denir. Dokuda geri dönüşümü olmayan hasarlar meydana gelmektedir ve sıvı moleküllerin bir miktar katılaşması sağlanır ve bu durum “hemostaz” mekanizmasında aranan bir etkidir. Sıcaklık 70-80°C’ye ulaştığında kollajen moleküllerinin sarmal yapısı açılarak bitişik parçaların birbirine dolanması ile iki tabakanın birbirine “kaynaşması” sağlanmaktadır. 70-80°C’de yumuşak doku kenarları kaynaşmaktadır. Hedeflenen dokudaki su moleküllerinin soğurdukları ısı 100°C’ye ulaştığında su molekülleri aniden buharlaşır ve “ablasyon” olarak tanımlanan durum ortaya çıkar. Yumuşak dokunun su içeriği yüksektir bu yüzden lazer kullanılarak yumuşak doku kesileri bu sıcaklıkta yapılabilmektedir. Dış sert dokularında bulunan kristaller ve mineraller bu ısıda ablasyona uğramazlar ancak içeriklerindeki su kaynatarak buharlaşır, genişler ve patlar bu sayede su moleküllerini çevreleyen apatit

kristallerini parçalayarak ortamdaki uzaklaştırır. Sıcaklık 200°C'ye yükseldiğinde dokuda dehidratasyon meydana gelir ve ortamda hava varsa yanarak "karbonize" olur. Son ürün olan karbon tüm dalga boylarını soğurabilir özelliktedir (76).

Dokuya ait özelliklerde bir değişiklik oluşturmak mümkün olmazken lazer ışığı ile ilgili parametrelerde değişiklik yaparak uygulama kontrol edilebilmektedir. Ayrıca lazerin uygulama süresi, su soğutması, uygulanan yüzeyde su katmanının kalınlığı ve lazer ışınının dokuya uzaklığı gibi faktörler de etkili olmaktadır (93).

4.16. Lazerlerin Sınıflandırılması

4.16.1. Lazer Akif Maddesine Göre Sınıflandırma

Katı Lazerler: Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG

Gaz Lazerler: CO₂, Ar/Krypton, Excimer (Excited Dimer), Ultraviolet (UV), He-Ne

Sıvı Lazerler: Boya (çeşitli) (VIS)

Elektronik Lazerler: Yarı iletkenler, Diyot Lazerler (infrared-IR)

4.16.2. Lazer Işığının Hareketine Göre Sınıflandırma

Sürekli ışık verenler (continuous)

Atımlı ışık verenler (pulse)

Dalgalı akım şeklinde ışık verenler (choop)

4.16.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre Sınıflandırma

Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)

Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)

Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü)

4.16.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre Sınıflandırma

Soft lazer

Mid lazer

Hard lazer

4.16.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre Sınıflandırma

Kontaktlı (contact)

Kontaklısız (noncontact) (94)

4.17. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Tipleri

- Argon Lazerler (487-514 nm)
- Nd:YAG Lazerler (neodmiyum: yitriyum aliminyum garnet lazerler) (1,064 µm)
- Ho:YAG Lazerler (holmiyum: yitriyum aliminyum garnet lazerler) (2120 nm)
- Er:YAG Lazerler (erbiyum: yitriyum alümiyum garnet lazerler) (2,94 µm)
- Er,Cr:YSGG Lazerler (erbiyum, kromyum: yitriyum skandiyum galyum garnet lazerler) (2,78 µm)
- Karbondioksit (CO₂) Lazerler (10,6 µm)
- Eksimer Lazerler (193-308 nm)
- Helyum Neon Lazerler (632 nm)
- Ruby ve Alexandrite Lazerler (720-780 nm)
- Titanyum Safir Lazerler
- KTP Lazerler (Potasyum Titanyum Fosfat Lazerler) (532 nm)
- Düşük Seviyeli Lazer Terapisi (LLLT)

4.17.1. Argon Lazerler

En fazla kullanılan iyon lazerdir. Görülebilir iki farklı emisyon dalga boyuna sahiptir. Birincisi; 488 nm dalga boyunda ve mavi renktedir. İkincisi, 514 nm dalga boyunda ve mavi-yeşil renktedir. 514 nm dalga boyunda olanlar yumuşak dokuda daha fazla emilir. Kamforokinon için ihtiyaç olan dalga boyu ise 488 nm'dir. Polimerizasyon süresi azaltılır ve kompozit rezinlerin daha az sıvı absorbe etmesi sağlanır. Lazer diş temas ettiğinde, çürük varsa koyu portakal ve kırmızı renk gözlenir, bu da çürüğün rahatlıkla bulunmasına yol açar. Hemoglobun tarafından absorbe edilen bir dalga boyuna sahip olması etkili bir hemostaz sağlanmasına imkan verir. Sert dental dokularda absorbe olması zordur. Resin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu, pigmente lezyonların uzaklaştırılması, vasküler anomalilerin giderilmesi, diş beyazlatma, çürük teşhisi, çürüğe karşı direncin artırılması, aşırı dentin desensitizasyonunda kullanılır (95).

4.17.2. Nd:YAG Lazerler

Kristal lazerdir. İyi bir hemostatik özelliğe sahiptir. Pigmente dokularda absorpsiyonu yüksektir, hızlı kesim yapar, ancak daha açık renkli dokulara temas ettiğinde yavaşlar. Penetrasyon derinliği en fazla olan lazer sistemidir. Bu yüzden cerrahi yüzey altında kalan dokular da lazer enerjisine maruz kalırlar. Bu da istenmeyen çevre doku hasarlarının oluşmasına yol açar. Gingival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, periodontal tedavi, frenektomi, yumuşak doku cerrahisi, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplamasında kullanılırlar (96).

4.17.3. Ho:YAG Lazerler

Kristaldır. Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin karışımı olarak düşünülebilir. CO₂ lazerler gibi yumuşak dokuları kolaylıkla uzaklaştırırlar, daha başarılı hemostaz sağlarlar, ancak CO₂ lazerlere oranla daha hızlıdırlar. Nd:YAG lazerler gibi hemostaz özelliğine sahiptirler, ancak hemoglobinin absorpsiyonu az olduğundan hemostatik özellikleri biraz daha düşüktür. Yalnızca pigmente dokularda değil, tüm dokularda etkilidirler. Dokuya çok hızlı etki eder, yüzeysel etkiye sahiptir ve anesteziye ihtiyaç duyulmaz. Bakterisit olsa da implantları dekontaminasyonunda kullanılmamalıdır, çünkü implant yüzeylerine zarar verebilmektedir. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavitenin sterilizasyonu, kemik ve kırık dokuların şekillendirilmesi, artroskopik cerrahi ve TME cerrahisinde kullanılırlar (76),(97),(98).

4.17.4. Er:YAG Lazerler

CO₂ ve Nd:YAG lazerler sert dokuları buharlaştırabilmek için yüksek yoğunlukta enerjiye ihtiyaç duyarlar bundan dolayı oluşan birtakım yan etkiler, Er:YAG'ı ortaya çıkarmıştır. Tüm biyolojik dokularda iyi emilim sağlarlar. Hem suda hem de hidroksiapatitte emilimleri yüksek olduğundan diğer lazer sistemlerine kıyasla dış preparasyonunda daha etkili olmaktadır. Uygulama esnasında soğutma işlemi için su spreyi kullanılarak, Er:YAG lazerlerin meydana getirdiği ısı değişimi 3°C'nin altına düşürülmüştür. Er:YAG lazerlerin avantajları; mine ve dentinde preparasyon sonrasında

temiz ve düzgün kenarlar oluşturmaları, işlem sırasında ağrıyı azalttığı için anesteziye ihtiyaç duyulmaması, kök kanallarında kullanıldığında antiseptik etkiye yol açması, huzursuzluk ve ağrıya neden olan vibrasyon ve sese neden olmaması ve kanallardan endotoksinleri uzaklaştırması şeklindedir. Kök düzlemesi sırasında kök yüzeyinde yer alan kalkulusu da uzaklaştırabilmektedir ancak bu sırada sement ve dentini de kaldırır. Literatürler, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile ışınlanan dentin yüzeylerinin pürüzlü, temiz ve dentin kanallarının açık olduğunu göstermiştir. Meydana getirilen bu pürüzlü yapı sayesinde adezyonun arttırıldığını düşünmektedirler. Ancak yapılan bazı çalışmalarda ise, lazer uygulanmış yüzeylerdeki bağlanma dayanımının frez yardımıyla hazırlanmış yüzeylere göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Lazerin dentin yüzeyindeki bu beklenmedik etkisi, erbiyum lazerlerin kollajen fibril ağına zarar vermeden hidroksiapatit kristallerini kaldıramamasından kaynaklanıyor olabilir. Amalgam restorasyonlar ve porselen kuronlar su içermedikleri için erbiyum lazerler ile söküm ve kesimleri gerçekleştirilmez. Porselene zarar veremediği için porselen kuron veya köprü restorasyonlarına yakın alanlarda rahatça çalışılabilmektedir. Kompozit restorasyonları sökmek için kullanılabilir. Kontrendikasyonu, dişlerin belirli bir geometrik şekilde aşındırılması gereken inlay ya da kuron-köprü preparasyonları gibi durumlardır. Çürük kaldırma, mine ve dentinde kavite hazırlanması, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin arttırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplamasında kullanılırlar (76),(98).

4.17.5. Er,Cr:YSGG Lazerler

Hem su hem de hidroksiapatit tarafından emilimi yüksek olduğundan mine ve dentini etkili şekilde aşındırabilirler. Kesme hızları yavaştır. Diş dokusunda bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve o bölgede mikro patlamalar meydana gelerek kavitasyon gerçekleşmektedir. Bu sistem hidrokinetik sistem olarak adlandırılmaktadır (98). Mine ve dentin yüzeyinde belirgin bir çatlak oluşturmadan pürüzlendirme sağlanır, dentinde “smear” tabakası oluşmamaktadır, bu da adezyon işleminde başarıyı arttırmaktadır. Bu yüzden pulpa için güvenli bir uygulamadır. Er:YAG ve ER,CR:YSGG lazerlerin en büyük avantajlarından biri, diş etine yakın çürükler

temizlenirken yumuşak dokuyu yeniden şekillendirmesidir. Lazer kullanımından sonra mineye asitle uygulaması yapılmalıdır (98). Diş sert dokuları su spreyi ile kullanılan Er,Cr:YSGG lazer ile aşındırıldığında hem ısı baskılanmakta hem de kesim etkinliği artmaktadır. Er,Cr:YSGG lazerlerin, diş yüzeylerine bağlanmış porselen veneerlerin mikrotensil bağlanma kuvvetinin %37'lik ortofosforik asit uygulamasıyla benzer sonuçlar sağladığını öne süren çalışmalar mevcuttur. Kavite preparasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, sert ve yumuşak doku cerrahisi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, periodontal tedavi, çürüğe direncin arttırılması, *in vitro* olarak yakmadan kemikte kesim işlemleri, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi ve pulpa kaplamasında kullanılırlar (98).

4.17.6. Karbondioksit (CO₂) Lazerler

Bu lazerler yumuşak doku lazeridir ve aktif maddeleri gazdır. Hidroksiapatit tarafından en fazla absorbe edilen lazerdir. Oldukça kontrollüdür, neredeyse hücresel tabakaları kaldırarak ve iletici uç yüzeyle temas etmeden işlem yapar. Buharlaştırma bölgesinin çevresinde 0,5 mm derinlikte bir nekrotik alan oluşur ve kapiller damarlarda koagülasyon gerçekleşir. Kanama eğilimi az olmaktadır (76),(98). Kesim işlemi mekanik bir ekipmanla yapılmadığından, hekimin doku direncini algılaması ve lazer başlığını kontrol etmesi güçleşmektedir. Bu durum, yumuşak doku üzerinde çalışılırken istenmeyen doku yaralanmalarına yol açarak yara iyileşmesini geciktirebilir. Dokular karbon artıklarına bağlı olarak siyah-kahverengi bir görünüm alırlar. Bu birkaç gün içinde geçmektedir. İşlem yapılan bölgenin rengi 10-14 gün içinde normal ve sağlıklı rengine kavuşmaktadır. Yumuşak dokuların insizyonu ve aşındırılması, gingival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, preprotetik cerrahi, submuköz apse tedavisi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe karşı direncin arttırılması, kavite preparasyonu, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavitenin ve kök kanalının sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi ve dişlerin beyazlatılmasında kullanılırlar (98).

4.17.7. Eksimer Lazerler

Bu lazerlerin aktif maddesi, asal gaz (xenon) ve halojen gaz (klor) içerir. Eksimer

lazerin ışınları maddeyi yakmadan ana kitleden ayırır, böylece düşük enerjiye sahip olmasına rağmen sert dokularda madde kaybı yaratabilir. Pahalı bir lazerdir. Kısa dalga boyu olan UV ışını (248 nm), hücre çekirdeğinde yer alan kromozomları koparabildiği için kanserojen potansiyele sahiptir. Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, mine ve dentinin pürüzlendirilmesinde kullanılırlar (88).

4.17.8. Helyum Neon Lazerler

Bu lazerin diş hekimliğinde sadece noktasal ışınlama uygulamaları bilinir. Pigmente lezyonların uzaklaştırılmasında, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesinde, kavitenin sterilizasyonunda kullanılırlar (88).

4.17.9. Ruby ve Alexandrite Lazerler

Tarihi açıdan bakıldığında, ilk lazerdir ve sentetik ruby kristal çubuklarının esasına dayandırılarak çalışmaktadır. Diş hekimliğinde, kırmızı dalga boyları çeşitli alanlarda uygulamalara olanak vermektedir. Kök yüzeyinde yer alan plak ve debrislerin uzaklaştırılmasında kullanılırlar (88).

4.17.10. Titanyum Safir Lazerler

Günümüzde yaygın olarak kullanılan ayarlanabilen katı haldeki lazerdir. Ana kristal safir, yüksek termal iletkenliğinin yanı sıra, kural dışı kimyasal bir duruma ve mekanik sertliğe sahiptir (88).

4.17.11. KTP Lazerler (Potasyum Titanyum Fosfat Lazerler)

Asıl yapısı Nd:YAG lazerdir ancak kristalin önüne yerleştirilen bir filtre ile dalga boyu değiştirilmiştir. Etki mekanizması Nd:YAG lazerler ile neredeyse birebir aynıdır. KTP lazer ile yeşil ışık kullanılarak yapılan beyazlatma işlemleri, mavi ışıklı halojen beyazlatmalara göre çok daha etkilidir. Dişlerin beyazlatılmasında kullanılırlar (88).

4.17.12. Düşük Seviyeli Lazer Terapisi (LLLT)

Soft lazer terapi ve biyostimülasyon olarak da adlandırılabilir. LLLT terapi ile başlarda yapılan çalışmalarda helyum neon gaz lazer kullanılmaktaydı ($\lambda=632,8$ nm) ancak günümüzde, yarı iletken diyot lazer (örneğin; gallium arsenide diyote lazer $\lambda=830$

nm ya da 635 nm) kullanılmaktadır. Diyet lazerler, aktif hallerinde katı halde bulunurlar ve yarı iletken alüminyum, galyum ve arsenid kombinasyonu bir lazerdir. Diş dokularında absorbe olmadıklarından mine dentin ve semente zarar vermediklerinden cerrahi işlemler sırasında güvenli bir şekilde kullanılabilirler. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırmasında, periodontal tedavide, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesinde, kavite ve kök kanal sterilizasyonunda, dişlerin beyazlatmasında kullanılırlar (97). LLLT'nin hücre stimülasyonu üzerine oldukça fazla yayın bulunmaktadır. Bu yöntemin en avantajlı özelliği, yara iyileşmesini hızlandırması ve ağrıyı azaltmasıdır. LLLT diş hekimliği açısından çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Oral yumuşak dokudaki cerrahi yaralarda, diş eti insizyonlarında, çekim bölgelerinde (kemiğin dolması ve yumuşak doku iyileşmesi), rekürrent aftöz stomatit lezyonlarda, pulpa (pulpotomi sonrası sekonder dentin yapımı), kanser kemoterapisi sonucu oluşan oral ülserasyonlarda (mukozit), TME hasarı ya da artrit hastalıklar ve nöral dokularda meydana gelen hasarların rejenerasyonunu artırmak için kullanılır (88).

4.18. Erbiyum Lazerlerinin Restoratif Diş Tedavisindeki Rolü

1997'de FDA, Er:YAG lazerlerin çürük uzaklaştırılmasında, kavite preparasyonu sırasında ve minede pürüzlendirme işlemi yapmak için kullanılmasına onay vermiştir. İlk çalışmalar Er:YAG lazerlerin kavite preparasyonlarında ve restoratif diş hekimliğindeki kullanımlarının üzerine odaklanmıştır. FDA çalışmalarına göre Er:YAG lazer kullanılarak açılan kavitelere pulpa canlılığı tehlike altında değildir ve tedavi alanı dışındaki yüzeylerin morfolojisinde değişiklik oluşmamaktadır (42),(99),(100).

Değişik lazer dalga boylarında oluşturdukları pürüzlendirme ve kavite preparasyonlarındaki etkinlikleri şöyle belirtilmiştir:

- Lazer çürüğü tamamen ve etkili olarak uzaklaştırılabilmektedir.
- Kavite preparasyonları etkili şekilde yapılabilmektedir.
- Lazerler ile etkili biçimde pürüzlendirme yapılabilmektedir.
- Lazer ile yapılan kavite preparasyonlarının kalitesi, geleneksel el aletleri kullanılarak gerçekleştirilen kavite preparasyonlarındaki kalite ile benzerdir (99).

Geçmiş zamanda yapılan birçok çalışmada Er:YAG lazer uygulanan dişlerde sıcaklık artışının irreversible pulpitis'e yol açmadığı gösterilmiştir. Glockner ve ark. (101) Er:YAG lazer kullanımında pulpal sıcaklığın 37°C dereceden 25-30°C'ye düştüğünü bildirmişlerdir. Pulpadaki bu sıcaklık düşüşünün hava ve su soğutmasından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. 5,5°C'lik sıcaklık artışı pulpayı riske sokarken lazer yardımıyla çürük uzaklaştırılmasında bu artış 1°C ile 3°C arasında kalmaktadır (91),(99)

Yapılan çalışmalarda, lazer uygulamalarında kontrol grubuna göre dentin köprülerinin daha görünür olduğu tespit edilmiştir. Er:YAG lazer kullanılarak gerçekleştirilen preparasyonlarda pulpa ekspozu gerçekleştiğinde, iyileşme süreci boyunca reaktif dentin oluşumunun, normal geleneksel el aletleri kullanılarak gerçekleştirilen ekspozlara oranla daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (99).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulaması yapılan mine yüzeylerinde karakteristik olarak tebeşirimsi bir görünüm ortaya çıkmaktadır. SEM görüntüleme çalışmaları lazer uygulamalarının yüzeyde restoratif materyal retansiyonunu arttırdığını ispatlamıştır. Bu yüzeyler kompozit ve kompomer restorasyon materyallerinin kullanımı için elverişlidir (99),(100). Yapılan çalışmaların birçoğu Er:YAG lazerlerin bağlanma dayanımının ve marjinal kapanma yeteneklerinin değerlendirilmesi üzerine yapılmış olup değişken sonuçlar elde edilmiştir (99),(102). 1996 yılında Visuri ve ark. (103) lazer kullanılarak ışınlanan örnekleri, asit etching ve geleneksel yöntem ile uygulama yapılmış örneklerle karşılaştırdıkları zaman, bağlanma dayanımının arttığını belirtmişlerdir. Dentine uygulanan Er:YAG lazerin, kompozit materyalinin kuvvetli bir bağlanma için ihtiyaç duyduğu yüzey pürüzlülüğünü sağladığını göstermişlerdir (74),(99)

Ramos ve ark. (104) lazer uygulaması yaptıkları tüm örnekleri kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında bağlanma dayanımında düşüş olduğunu tespit etmiş ve bu düşüşün tek şişeli adeziv sistemlerde daha fazla olduğunu söylemişlerdir. Araştırmacılar, ayrıca incelemiş oldukları grupların içinde en iyi sonucu verenin self-etching primer sistemleri olduğunu öne sürmüşlerdir (104).

Bazı araştırmacılar ise, kompozit restoratif materyallerin lazer yardımıyla

hazırlanmış minede, ekstra hiçbir yüzey düzenlemesi gerekmeden veya asitle pürüzlendirmeye ihtiyaç duymadan uygulanabileceğini bildirmişlerdir (99). İnce su tabakası, istenmeyen kalsiyum-fosfat ürününün oluşmasını engelleyerek bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilemektedir (99). Ancak bu çalışmalardan elde edilen değişken sonuçlar lazer parametrelerine, restorasyon materyaline ve yüzeyin pürüzlendirilme durumuna bağlıdır (73), (99). Optimum bağlanma için Erbiyum grubu lazerlerin ablyasyon sınırının hemen altında bir güçte kullanımı pürüzlendirme sırasında uygulanacak en iyi enerji seviyesidir. Bu sayede bağlantıyı zayıflatan preparasyon artıklarının oluşumu önlenir. Adeziv işleminden önce bu artıkların uzaklaştırılması şarttır (73), (99),(100), (102).

Geçmişteki birçok çalışmada Erbiyum lazerlerin Sınıf I ve Sınıf V kavitelere mikrosızıntı durumunu nasıl etkilediği test edilmiştir. Sınıf I kavitelere lazer ile yapılan kavite preparasyonları ile frezle yapılanlar arasında mikrosızıntı açısından hiçbir fark olmadığı belirtilmiştir (99).

Er:YAG lazerin sekonder çürük oluşumunu azalttığına dair kesin bir bilgi yoktur. Apel ve ark. (100) yaptıkları *in vitro* çalışmalarda Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerle hazırlanan kavitele ile geleneksel yöntemlerle oluşturulan preparasyonları karşılaştırdıklarında sekonder çürük açısından hiçbir farkın olmadığını bildirmişlerdir.

Bazı çalışmalarda ise Erbiyum lazer kullanılarak mine ve dentinde yapılan preparasyonlarda anestezi madde kullanımının belirgin olarak azaldığı veya hiç anestezi madde ihtiyacının olmadığı bildirilmiştir (73), (99), (102). Farklı dalga boyuna sahip lazer ışığı üreten farklı cihazlarında dokular üzerindeki emilim, yansıma, geçiş ve dağılım oranları da farklı olmaktadır (105).

4.19. Sınıf V Kavitelele

Sınıf V kavitelele, dişlerin kole bölgesinde meydana gelen çürüklerin ve/veya defektlerin restorasyonu amacıyla hazırlanan kavitelelelerdir. Rezin bazlı kompozitler, estetik açıdan ve diş yapısına bağlanmaları açısından servikal lezyonları restore etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Sınıf V lezyonlar, dişlerin bukkal veya lingual düz yüzeylerinde yer alan ve dişeti üçte birinde bulunan çürük ve çürük olmayan defektlerdir. Diş çürüğü dışındaki faktörlerden kaynaklanan bir sınıf V lezyonlar, “çürüksüz servikal lezyonlar” olarak bilinir (106). Günümüzde eskiye oranla dişlerin ağız içinde tutulmasına daha çok önem verilmektedir. Buna bağlı olarak artan yaşla beraber çürük olmayan servikal lezyonların prevalansının da artması beklenmektedir.

Kole bölgesindeki diş sert dokularının kaybıyla karakterize olan çürüksüz lezyonlar da mevcuttur. Dişlerde gözlenen çürüksüz lezyonlar genel olarak dört çeşittir; atrizyon, abrazyon, abfraksiyon ve erozyon.

Atrizyon: Dişten diş doğrudan temasla diş dokusunun aşınma işlemi olarak tanımlanır (107). Genellikle karşıt dişlerde karşılık gelen yüzlerle eşleşen iyi tanımlanmış aşınma yüzeyleri olarak görülür (bruksizm gibi). Atrizyon nedeni aktif olduğunda, diş aşınması genellikle parlak ve iyi tanımlanmış fasetler şeklinde görülür (108).

Abrazyon: Aşındırıcı diş etkenlerin diş yüzeylerine temasından kaynaklanan bir çürüksüz lezyon türüdür. Bu diş etkenler arasında aşındırıcı bir diş macunu, sert kıllar ve güçlü bir fırçalama tekniği bulunur (109). Klinik olarak, servikal abrazyonlar genellikle bir veya daha fazla dişin düz yüzeylerinin servikal bölgelerinde V şeklinde çentikler olarak görülür. Keskin tanımlanmış kenar boşlukları ve pürüzsüz yüzeyler ile karakterizedir. Servikal abrazyonların diş fırçaları, diş macunu ve fırçalama tekniklerinden kaynaklandığına dair genel inanca rağmen, abrasiv lezyonlarının gelişiminde erozyon ve abraksiyon gibi diğer faktörler de rol oynayabileceği için kesin bir sonuç çıkarmak zordur (110).

Abfraksiyon: Okluzal travmalara bağlı olarak oluşan stresin servikalde yoğunlaşarak bu bölgede hidroksiapatit kristalleri arasındaki bağlantıyı bozması sonucu mine prizmalarında kayıplara yol açması olarak tanımlanır.

The Glossary of Prosthodontic Terms'e göre, “abraksiyon, biyomekanik yüklem kuvvetlerinin neden olduğu sert diş maddesinin patolojik kaybı olarak tanımlanmaktadır; bu tür kayıpların, gerçek stres noktasından uzak bir yerde mine ve/veya dentinin esnek ve

kimyasal yorgunluk bozulmasının bir sonucu olduğu düşünülmektedir.” Abraksiyon lezyonlarının kuvvetlerin yeri, büyüklüğü, süresi ve sıklığı gibi faktörlerden etkilendiği bildirilmiştir (111). Abfraksiyon teorisi, servikal bölgedeki diş fleksiyonunun, sıkıştırılmış oklüzal kuvvetler ve gerilme streslerinden kaynaklandığını, mine ve dentinin hidroksiapatit kristallerinin mikro yapılarının diş yapısının daha fazla yorulması ve deformasyonu ile sonuçlandığını düşündürmektedir (112). Özetle, servikal bölgelerdeki bağlantı daha zayıf olduğundan bu streslere bağlı olarak kole bölgesinde minede çatlak oluşumunun daha sık olduğu gözlenmiştir.

Erozyon: Geleneksel olarak dental erozyon, bakteriyojenik olmayan asitlerin neden olduğu dental sert dokunun çözünmesi olarak tanımlanır (109).

Erozyonun neden olduğu hasarın ciddiyeti, ilgili asidin tipi, konsantrasyonu, sıcaklığı ve diş yüzeyleriyle temas süresi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. pH, titre edilebilir asitlik, iyon konsantrasyonları, sıklık ve maruz kalma yöntemi gibi diğer faktörler de aşındırıcı potansiyeli etkiler (113).

Servikal bölgede yer alan lezyonların tedavisinde, bireyin oral hijyen alışkanlıklarının ve diyetinin düzeltilmesi, gerekli oklüzal düzenlemelerin yapılması gerekmektedir. Bu defektlerde restorasyon yapılması rutinde ilk başlarda önerilmemektedir ancak lezyonlara eşlik eden diş hassasiyeti varlığında, derin ve kama şeklindeki defektlerde madde kaybını gidermek amacıyla veya anterior dişlerde estetik görünüm açısından restorasyon gerekli olduğunda önerilmektedir (114). Kole defektlerinin restorasyonu, hekim açısından kolay görünmesine rağmen, retansiyonun yeterli olmaması ve izolasyon zorluğu nedeniyle oldukça uğraştırıcıdır. Ancak tüm bunların yanında, lezyonlarda kavite varlığında restorasyon yapılmazsa, mikrobiyal dental plağın bu bölgede rahatça birikimine bağlı olarak bakterilerden yayılan asit, mine ve dentini etkileyerek lezyonun ilerlemesine neden olmaktadır (115).

4.20. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı; bakterilerin, oral sıvıların, moleküllerin, iyonların, enzimlerin ve asitlerin diş sert dokusu ile restoratif materyal arasına mikroskobik geçişi olarak tanımlanmaktadır (116). Diş/restorasyon ara yüzünde meydana gelen mikrosızıntının

restorasyonun sağlamlığını ve klinik mrnn etkileyen ana faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir. Bir restorasyonda meydana gelen mikrosızıntı, ikincil rklerin gelişmesine ve tedavinin başarisızlığına yol açacaktır (117).

Restorasyon ile diş arasında meydana gelen boşluktan oluşan sızıntı restorasyonun mrnn etkilemektedir. Bu boşlukların büyüklüğüne bağlı olarak iki çeşit sızıntı görülmektedir: Boşluklar su, büyük molekül ve bakterilerin ara yüze sızabileceği büyüklükteyse mikrosızıntı (microleakage); sadece sıvı ve diğer küçük partiküllerin girebildiği büyüklükteyse nanosızıntı (nanoleakage) olarak isimlendirilir (118).

Mikrosızıntının varlığı ve devam etmesi ikincil rklere, restorasyon sınırlarında renklenmelere, dişin aşırı duyarlılığına ve daha ilerleyen durumlarda pulpal yaralanmalara, endodontik sorunlara neden olabilir (119). İyi bir restorasyon materyalinden beklenen özellik kavite duvarlarına güzelce adapte olabilmesi ve iyi bir yalıtım sağlamasıdır (120). Günümüzde estetik kaygıların artmasıyla birlikte kompozit rezinlerin kullanımı artmıştır (121). Ancak kompozitlerin, polimerizasyon büzülmesi, boyutsal değişiklikler ve diş ile restorasyon ara yüzünde boşluk oluşumu gibi eksiklikleri vardır. Polimerizasyon büzülmesine neden olan mikrosızıntı, rezin esaslı dental restorasyonların klinik dayanıklılığı için büyük bir endişe kaynağı olmaya devam etmektedir (122). Adeziv sistemlerde meydana gelen güncel gelişmelere rağmen, mine ve dentin kenarlarında mikrosızıntı tamamen önlenememektedir. Mikrosızıntı diş ile restorasyon arasında meydana gelen adezyonun kalitesi ve adezivlerin polimerizasyon büzülmesi ile ilgilidir (123). Ayrıca, kavite hazırlığı sırasında kullanılan cihazların da mikrosızıntının oluşması üzerinde etkisi olduğu ileri sürülmektedir (4).

Geleneksel elmas uçlarının kullanılmasıyla oluşturulan kaviteler, "smear tabakası" olarak adlandırılan organik ve organik olmayan partiküllerle kaplanabilir (4). Bu tabaka restorasyonların adezyonunu zorlaştıracadığından mikrosızıntıya yol açabilir. Her ne kadar lazer tekniklerinde meydana gelen gelişmelerle smear tabakası oluşumunun önüne geilse de mine ve dentin üzerinde yapısal değişikliklere neden olmaları sebebiyle mikrosızıntı riski devam etmektedir (124),(125).

Erbiyum lazerlerinin tanıtılması, mine ve dentin dokularının daha verimli bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlamıştır. Erbiyum lazerler, 2940 nm dalga boylu Er: YAG lazer ve 2780 nm dalga boylu Er,Cr: YSGG lazer olmak üzere iki farklı dalga boyuna sahiptirler. Erbiyum lazerleri, hidroksiapatit için yüksek afiniteye ve diş dokularında kullanılan lazerler arasında sudaki en yüksek absorpsiyona sahip olanlardır. Sert doku ablasyonu için tercih edilen lazerlerdir ancak su içeriği yüksek olduğu için yumuşak dokularda da kullanılabilirler (126). Bazı araştırmacılar lazer yardımıyla kavite hazırlamanın optimum sonuçlarını bildirirken (127),(128), diğerleri lazerin mikrosızıntıyı azaltmada optimum etkinliğini gösteremedi (125). Bu tartışma lazer ışınlama tekniği veya seçici lazer parametreleri nedeniyle olabilir.

Sınıf V lezyonların etiolojisinde, diş çürüğü, diş aşınmaları, yanlış fırçalama alışkanlıkları ve fonksiyonel kuvvetler yer almaktadır. Bu lezyonların restorasyonu; lezyonun yeri, materyal seçimi, izolasyon kontrolü ve restoratif materyalin tutunması gibi güçlüklerden dolayı klinik bir zorluktur (129). Günümüzde bağlayıcı ajanlarda, kompozit restorasyon materyallerinde ve yerleştirme tekniklerinde önemli gelişmeler olmaktadır. Kompozitler; estetik ve diş yapısının korunması gibi özelliklerinden dolayı sınıf V lezyonların restorasyonlarında tercih edilmektedirler (130).

Yaşlılarda azalmış diş kaybı nedeniyle, kök yapısında daha fazla Sınıf II ve Sınıf V lezyonları görülür. Bu durumlarda, genellikle mine sement sınırının altındaki alanlar için, restorasyon ve diş ara yüzünde genellikle başarısızlık görülür (131).

Adezyon işlemi, mine için dentin veya sementten farklıdır, çünkü dentin ve sement, mineden daha nemli, daha dinamik ve daha organikdir. Daha yüksek oranda organik bileşen, tübül yapısı, akışkan basıncı ve dentin düşük yüzey enerjisi ile birlikte geçirgenlik, kompozitin dentine yapışmasını mineye oranla daha zor hale getirir (20).

Mikrosızıntı çalışmaları günümüzde genellikle Sınıf II ve Sınıf V kavitelere yapılmaktadır. Örnekler termosiklusa konulduktan sonra gümüş nitrat, bazik fuksin veya metilen mavisi gibi boyar maddelere atılarak restorasyon ile dentin ara yüzünde meydana gelen boyanmanın miktarına bakılır.

4.21. Mikrosızıntı Deneyleri

Mikrosızıntının ölçülmesinde birçok *in vivo* ve *in vitro* test yöntemi kullanılmaktadır. *In vitro* test yöntemleri arasında, boyalar, kimyasal işaretçiler, radyoaktif izotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri ve elektriksel geçirgenlik testleri yer almaktadır.

En sık kullanılan yöntem ise restore edilen dişten kesit alınarak boya penetrasyon miktarının ölçülmesidir. Bu yöntemde çekilmiş dişlere restorasyon uygulanır, restorasyon dışında kalan bölgeler su geçirmeyen tırnak cilası ile örtülerek bi boya solüsyonu içinde belli bir süre bekletilir (132). Boya penetrasyon yöntemi için metilen mavisi, bazik fuksin, gümüş nitrat gibi boyalar değişik oranlardaki solüsyonlar şeklinde uygulanabilmektedir (133). Bu yöntemin en önemli dezavantajı, yalnızca kesit alınan bölgede meydana gelen sızıntı miktarına göre saptama yapılabilmektedir. Oysa sızıntı tüm ara yüzey boyunca uniform bir şekilde dağılmaz bu yüzden bazı alanlarda daha derine doğru ilerlemektedir. Sızıntının bu şekilde ara yüz boyunca farklı miktarlarda olması smear tabakasının kalınlığında meydana gelen farklılıklardan ve farklı asitleme, ıslatma ve polimerizasyon büzülmesi derecelerinden kaynaklanabileceği öne sürülmektedir (134). Ancak boyayıcı maddelerin sulu solüsyonlarının kullanımıyla görünen ışık altında rahatlıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direkt ölçüme olanak sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz olmaları ve toksik etkilerinin olmaması gibi özellikler ise boya penetrasyon yönteminin avantajlarıdır (132).

Yapılan mikrosızıntı testlerinin sonuçlarını etkileyen çok sayıda değişken bulunmaktadır (135),(136):

- **Örnek ile ilgili etkenler:** Örneklerin sayısı, insan ya da sığır dişi olması, azı veya keser dişi olması, çekim sonrası saklama koşulları test sonuçlarını etkilemektedir.
- **Kavite hazırlığı ile ilgili etkenler:** Kavitenin şekli, boyutları ve konumu, kavitasyon için kullanılan yöntemler gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.
- **Restorasyon aşaması ile ilgili etkenler:** Tabakalama ya da bulk tekniğinin tercih edilmiş olması, matriks kullanılması da önem arz etmektedir.
- **Mikrosızıntı deneyi ile ilgili etkenler:** Termal siklus uygulanması, kullanılmış olan boya

solüsyonunun çeşidi, konsantrasyonu, pH'sı ve uygulanma süresi, kesit sayısı, yönü ve hangi bölgelerden kesit alındığı test sonuçlarını etkileyebilmektedir.

4.22. Nanosızıntı

Bağlayıcı ajanların intertübüler dentine penetrasyonlarına bağlı olarak tübüler uzantılar oluşmaktadır. Bu uzantıların dentin tübüllerine adaptasyonu tam olmadığında hibrit tabaka ile primer arasında ve kollajen lifler çevresinde boşluklar meydana gelmektedir. Bu boşluklar bağlanmayı olumsuz etkiler ve nanosızıntıya yol açarlar.

Nanosızıntının, uzun süreli yapılan asitleme işleminden kaynaklanan ve özellikle sıvı geçisine izin verip nano düzeyde bir sızıntıya neden olduğunu öne sürülmüştür. Büyük olmadıklarından mikroorganizmaların geçişinde etkileri yoktur. Klinik olarak postoperatif ağrı ve pulpal irritasyonlara yol açtığından önemlidir. Nanosızıntı, hibrit tabakasında dentin ile bağlayıcı arasında meydana geldiği için kenar sızıntısı (mikrosızıntı) ile farklı kavramlardır. Nano düzeydeki bu sızıntıyı etkileyen faktörler arasında kullanılan bağlayıcı etkenin türü, uygulamanın tekniği, uygulamanın süresi ve dentindeki nem oranı belirleyici olabilir.

- Aseton içerikli primerlerin akıcılığı, su içeren primerlere oranla daha yüksek olduğundan dentinde daha az nanosızıntıya neden olmaktadır.
- Nemli bağlantı nanosızıntı oluşumuna daha az olanak vermektedir.
- Asit ile pürüzlendirme süresinin 15 saniyenin üzerine çıkması hibrit tabakanın kalınlığında artışa yol açarak, bağlanmayı azaltmakta ve nanosızıntıyı arttırmaktadır.
- Smear tabakasının modifiye edildiği, tamamen kaldırılmadığı yöntemlerde, nanosızıntı daha az meydana gelmektedir (118).

Restoratif işlemler sırasında kullanılan materyaller diş ile restorasyon arasındaki sızıntıyı minimize etmeyi amaçlamaktadır. Gwinnett ve Kanca rezinle dentin arasında hibrit tabakası oluşturan dentin adeziv sistemleri kullanıldığında gap formasyonunun oluşmadığını bildirmişlerdir. Ancak Sano ve ark. hibrit tabakasında poröz yapı oluşabildiğini ve bu nedenle gap formasyonu olmasa bile sızıntı olabileceğini belirtmişlerdir. Bunu belirleyebilmek için restorasyona gümüş nitrat uygulayıp, SEM

incelemesi yapmışlardır ve submikron boyutunda (nanometre boyutunda) boşluklar olduğunu tespit edip, hibrit tabakada mükemmel bir bağlanma olmadığını ortaya çıkarmışlardır (118).

Hibrit tabaka içerisinde mikrondan daha küçük, nano düzeyde, boşluklardaki geçiş yollarında olan sızıntının bu tipine nanosızıntı adı verilmektedir. Rezin esaslı materyallerin demineralize dentine düşük penetrasyonu, bağlanma kuvvetini azaltır ve nano düzeyde sızıntılara yol açar. Bu sızıntının görülebilmesi için “scanning electron microscopy” (SEM), “transmission electron microscopy” (TEM), “confocal laser scanning microscopy” (CLSM) gibi çeşitli mikroskobik tekniklerin kullanılması gerekmektedir (118).

4.23. Yapay Yaşlandırma

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan *in-vivo* koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içi davranışlarını önceden tahmin etmek amacıyla laboratuvar koşullarında suda bekletme, termal siklus ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (137).

4.24. Termal Siklus

Ağız ortamındaki ısı ve pH değişimi dental restoratif materyaller üzerinde sürekli bir etkendir. Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik olaylar ağız içerisinde ısı değişimlerine yol açmaktadır (138).

Termal siklus geçerliliği için üç faktör bulunmaktadır; sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı (139). ISO 11405 (1994) standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55°C'dir ve bu aralık araştırmacıların çoğu tarafından *in-vivo* şartların simülasyonu için kabul görmüştür (138),(139).

Termal siklus sayısı ve daldırma süresi konusunda literatürde tam bir netlik bulunmayıp, farklı değerler karşımıza çıkmaktadır (140),(141). Yaklaşık 10.000 termal siklusun bir senelik klinik kullanım sürecine denk geldiği belirtilmiştir (138). Bu

değerlendirme, gün içerisinde 20 ile 50 arasında siklus sayısı olabileceği hipotezine dayanmaktadır ve birçok araştırmacı kabul etmiştir (142),(143),(144). Çalışmalarda kullanılan örneklerin değişen sıcaklıklardaki bekletme süreleri 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dk ve 3 dk şeklindedir (139).

Termosiklus, büzülme ve genleşme stresleri neticesinde hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanan bir yaşlandırma yöntemidir. Araştırmacılar, termosiklus etkilerinin, adeziv sistem ve termosiklus sayısı ile alakalı olduğunu öne sürmüşlerdir (145). Yapılan bir çalışmaya göre, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı makaslama testi ile incelenmiştir ve tercih edilen adeziv sistemlere bağlı olarak bağlanma dayanımındaki değerlerde 300 döngülük termosiklustan sonra anlamlı derecede azalma gözlenmiştir (146).

4.25. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Kullanımı

Taramalı elektron mikroskobundaki görüntü; elektron demetinin incelenen örnek yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşimin ortaya çıkardığı sinyallerin bir araya getirilmesi ve incelenmesi yoluyla oluşmaktadır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde oldukça iyi bir alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamayı kolaylaştırmaktadır (147).

Dentin dokusu ile materyaller arasındaki bağlanma ilişkisinin tespitinde en çok kullanılan görüntüleme yöntemlerindedir. SEM'de incelenecek örnek yüzeyi elektron demeti ile taranır. Materyalden yansıyan elektronları dedektörler toplarlar ve görüntü meydana getirilir. Elektronların absorbe edildiği bölgeler koyu, yansıtıldığı bölgeler ise parlak olarak gözlenir (148).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, ProDenta Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği'nde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı'nda ve Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Bu çalışma sırasında adeziv sistem olarak Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray) ve Universal Primer (Bisco) tercih edilirken, kompozit sistemi olarak ise Clearfil Majesty ES 2 Classic (Kuraray) ve Ceram X SphereTEC™ (Dentsply) kullanılmıştır. Bu sistemlerin Er:YAG lazer tekniği kullanılarak açılan kavitelele ile geleneksel elmas frez yardımıyla açılan kavitelele arasında mikrosızıntı açısından göstermiş oldukları farklılıklar incelenmiştir.

Bu çalışma için Kocaeli Üniversitesi "Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu"ndan onay alınmıştır. Etik kurul onay numarası KÜ GOKAEK 2019/27' dir.

5.1. Gereç

5.1.1. Dişleri Saklama Hazırlığı Aşamasında Kullanılan Gereçler

- Dental Kretuar (Everedge SH6-79, Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)
- Mikromotor ve Anguldurva (KAVO L-MOTOR 181DBN INTRAmatic ve DURAtec 2068 D, KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Almanya)
- Pomza (İşler Pomza, İşler Dental Akrilik Sanayi Tic. Ltd. Şti. Ankara, Türkiye)
- Kıl Fırça (Stoddard Manufacturing Company Limited, Hertfordshire, İngiltere)

5.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler

Geleneksel Yöntem ile Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler

1. Aeratör (NSK S-Max M600, Nakanishi Inc., Kanuma Tochigi, Japonya)
2. Elmas Rond Frezler (#10), Tersine Konik Frezler (#12) (SWS Dental S.A., İzmir, Türkiye)
3. Matriks bandı (E. Hahnenkratt GmbH, Königsbach Stein, Almanya)

4. Periodontal Sond (122-006 PQ-W Williams Probe, Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)

Er:YAG Lazer ile Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler

1. Er:YAG Lazer (LiteTouch, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
2. Başlık (Açılı, AS7825, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
3. Uç (Regular Tip, AS70662 1.3x14 mm, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
4. Koruyucu Lazer Gözlüğü (OP60480, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
5. Periodontal Sond (Hu-Friedy, 122-006 PQ-W Williams Probe, Chicago, Illinois, ABD)

5.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler

5.1.3.1. Clearfil™ Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)

Clearfil Universal Bond Quick tek şişe içerisinde bulunan universal adezivlerdendir. Etki etmek için zamana ihtiyaç duyan diğer tek şişe universal adezivlerin aksine, devam etmeden önce dentin içine nüfuz etmesini beklemeye gerek yoktur. Hızlı bağ teknolojisi sayesinde, yapısında bulunan MDP monomerleri, kalıcı bir sonuç için optimum stabilite ve neme karşı direnç sağlamak amacıyla yeni hidrofilik amid monomerleri ile birleşirler. MDP monomeri hidroksiapatit ile güçlü bir kimyasal bağ oluşturur. 20 yıldan uzun bir süredir kullanımda olan MDP'nin, adezyon konusundaki başarısı yapılan çalışmalarla kanıtlamıştır. Fazla teknik hassasiyet gerektirmez ve uygulama süresini azaltır.

Clearfil Universal Bond Quick birçok direkt ve indirekt restorasyonların yapımında ve tamirinde kullanılabilir. Işıkla polimerize olan kompozit rezin kullanılarak gerçekleştirilen direkt restorasyonlarda, indirekt restorasyonlar için ön tedavi olarak, kavite örtülmesinde, açığa çıkan kök yüzeylerinin tedavisinde, hassasiyet tedavisinde, kırılmış restorasyonların intraoral tamirinde, post simantasyonunda, kor üst yapılarında ve indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler.



Resim 1: Clearfil Universal Bond Quick

5.1.3.2. Bisco Universal Primer™ (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)

Bisco firmasının all-bond universal® teknolojisine dayanan kimyasıyla, universal primer herhangi bir aşındırma tekniğiyle kullanılabilir ve ışıkla, dual veya kendiliğinden polimerize olan rezin simanlar ve kompozitler ile uyumludur.

Universal Primer dual sertleşen bir adezivdir ve ışık uygulaması gerektirmeksizin polimerize olabilmektedir. Post-operatif hassasiyeti önler ve tüm simantasyon yöntemleri ile uyumludur. Total-etch, Self-etch ve Selektif-etch teknikleri ile kullanılabilir. Düşük film kalınlığı asitlenmiş yüzeylere de kolayca akışına izin verir, böylece hem kimyasal hem de mekanik sızdırmazlık sağlamaktadır.

Universal Primer iki şişeli sistemi ile kullanıma sunulmuştur. Kullanım sırasında; Universal primer A ve B'den eşit miktarda birer damla godeye damlatılır, adeziv fırça kullanılarak 5 sn karıştırılır. İki ayrı kat halinde Universal primer uygulanır.



Resim 2: Universal Primer Bond

5.1.3.3. Clearfil Majesty ES 2 (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)

Clearfil Majesty ES 2, ışıkla polimerize olan universal kompozittir. Nanohibrid yapıdadır ve hem anterior hem de posterior bölgede kullanım için idealdir. Uzun bir çalışma zamanı sunmaktadır. Ortam aydınlatması altında 4,5 dakikalık bir çalışma süresine sahiptir. Doldurucu içeriği hacimce %40, ağırlıkça %78'dir. İnorganik dolgu maddelerinin parçacık boyutu 0.37 µm ila 1.5 µm arasında değişmektedir. Anterior ve posterior dişlerde, tüm sınıf kavitelere direkt restorasyonlar için tercih edilirler. Direkt viner yapımında, diş pozisyon düzeltmeleri için ve renk çalışmaları için, kırık restorasyonların intraoral tamirinde kullanılırlar.



Resim 3: Clearfil Majesty ES 2

5.1.3.4. Ceram X SphereTEC™ (Dentsply, Konstanz, Almanya)

Ceram X SphereTEC™ dolgu teknolojisine dayalı nano-seramik, ışıkla sertleşen, radyoopak, evrensel kompozittir. İçerisinde metakrilat ile modifiye edilmiş polisiloksan (organik olarak modifiye edilmiş seramik) yer almaktadır. SphereTEC mikro-granüllü yapısı, normal dolduruculara göre daha fazla serbest rezin bağlama kapasitesine sahiptir. Bu nedenle, Ceram X el aletlerine yapışmaz. Doldurucu oranı hacimce %61 ağırlıkça ise %79'dur.

Tabakalama yöntemiyle yerleştirilen kompozitlerin her tabakası için olması gereken kalınlık 2 mm'dir. Her tabaka uygun polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edilmelidir. Işık cihazı minimum 800 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip ise her tabakanın 10 saniye ışıkla sertleştirilmesi yeterli olmaktadır ancak minimum ışık yoğunluğu 500 mW/cm² ile 800 mW/cm² arasındaysa kompoziti 20 saniye sertleştirmek gerekmektedir.



Resim 4: Ceram X Sphere TEC™

5.1.3.5. Elipar™ S-10 LED Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

3M ESPE Elipar S-10 Polimerizasyon cihazı, 430-480 nm dalga boyuna ve 1.200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip bir LED ışık kaynağıdır. Kompozitlerin polimerizasyon süreleri konusunda üretici firmaların kullanım talimatları göz önünde bulundurulmalıdır. Işık cihazlarının ışık yoğunluğu kontrolleri sıklıkla yapılmalıdır.



Resim 5: Elipar S-10 LED Polimerizasyon Cihazı

5.1.3.6. Sof-Lex Bitirme ve Cila Sistemi (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Kompozit, kompomer, cam iyonomer restorasyonların, metal ve seramik malzemelerin bitim ve cila aşamalarında kullanılırlar. Kalın, orta, ince ve süper ince sırasıyla kullanılması gerekmektedir. Ara yüzeylere daha rahat ulaşabilmesi için ekstra ince yapıdadırlar. Esnek disklerdir ve alüminyum oksit ile kaplanmışlardır, dişe ısı vermeden kuru kullanılabilir. Her aşındırma derecesinin rengi farklıdır.



Resim 6: Sof-Lex Bitirme ve Cila Sistemi

5.1.4. Mikrosızıntı Deneyi için Kullanılan Gereçler

1. Termosiklus Cihazı (Salubris Inc., Boston, Massachusetts, ABD)
2. Tırnak Cilasası (Flormar, Kosan Koz.San. ve Tic. A.Ş.G.O.S.B. Gebze/Kocaeli/ Türkiye)
3. Boyar Madde Çözeltisi (%0,5'lik Bazik Fuksin çözeltisi)
4. Hassas Kesme Cihazı (Micracut 151 Precision Cutter, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye)
5. Kesme Bıçağı Kod:19-150 (DIMOS-M, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye)

5.1.5. Işık Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler

1. Işık Mikroskobu (Zeiss Stereo Discovery V12 ,Almanya)
2. Kamera Sistemi (Zeiss Stereo Discovery V12 ,Almanya)

5.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinde Kullanılan Gereçler

1. Altın ve Karbon Kaplama Cihazı (Cressington Sputter Coater 108 auto, Amerika)
2. Taramalı Elektron Mikroskobu (Tescan, Amerika)

5.2. Yöntem

5.2.1. Dişlerin Toplanması ve Muhafaza Edilmesi

Çalışmamız için kullanılan çürüksüz ve restorasyonsuz toplam 48 daimi küçük azı dişi çekilerek, doku artıkları temizlendikten sonra distile suda bekletilmiştir. Doku artıklarının temizlenmesi aşamasında tüm birikintilerin ve renklenmelerin uzaklaştırılması amacıyla pomza ve kıl fırçalar kullanılmıştır. Sonrasında dişler, içerisinde +4°C derecede distile su bulunan kaplarda ağzı kapalı şekilde muhafaza edilmişlerdir.

5.2.2. Örneklerin Hazırlanması

Toplanan dişler her grupta eşit sayıda örnek olacak şekilde rastgele seçilerek 8 gruba ayrılmıştır.

Tablo 1: Çalışmamızda yer alan gruplar

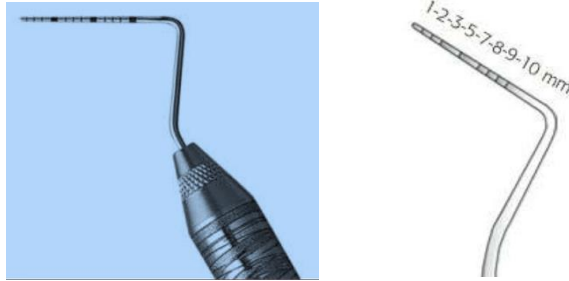
GRUP	PREPARASYON YÖNTEMİ	ADEZİV MATERYAL	KOMPOZİT MATERYALİ
1	Frez	Clearfil Universal Bond Quick	Clearfil Majesty ES 2 Classic
2	Frez	Universal Primer	Clearfil Majesty ES 2 Classic
3	Frez	Clearfil Universal Bond Quick	Ceram X
4	Frez	Universal Primer	Ceram X
5	Er:YAG Lazer	Clearfil Universal Bond Quick	Clearfil Majesty ES 2 Classic
6	Er:YAG Lazer	Universal Primer	Clearfil Majesty ES 2 Classic
7	Er:YAG Lazer	Clearfil Universal Bond Quick	Ceram X
8	Er:YAG Lazer	Universal Primer	Ceram X

5.2.2.1. Kavite Preparasyonu

Her grupta 6'şar diş olmak üzere 8 adet grup oluşturulmuştur. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine sınıf V kaviteler hazırlanmıştır. Toplam 96 kavite elde edilmiştir. Kavitelerin okluzal sınırları mine-sement sınırının 1,5 mm koronalinde, servikal sınırları ise mine-sement sınırının 1,5 mm apikalinde yer almıştır. Kavite boyutlarında standardizasyonu sağlamak için mesio-distal genişliği 3 mm, okluzo-gingival boyutu 3 mm olan matriks bantları hazırlanmıştır. Kaviteler hazırlanırken bu şablonlardan yararlanılmıştır. Kavite derinliği 2 mm olarak belirlenmiştir. Bunun kontrolü periodontal sond sayesinde yapılmıştır.



Resim 7: Şablon Matriks Bandı

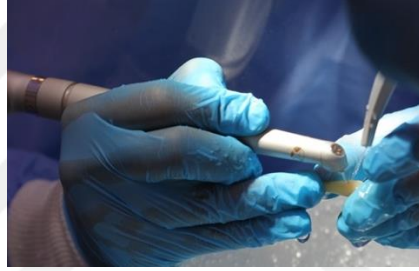


Resim 8: Periodontal Sond



Resim 9: Diş Yüzeylerinde Hazırlanan Kaviteler

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı sırasında non-kontak başlık kullanılmıştır. Lazerin ucu diş yüzeyinden 7 mm uzakta olacak şekilde tutulmuştur ve hava-su soğutması altında gerçekleştirilmiştir. Lazerin enerji değerleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda kullanılmıştır [4.00 W (200mJ/20 Hz) olarak ayarlanmıştır]. Lazer ile kavite açmak için 1,3 mm çapında, 14 mm uzunluğundaki silindirik uç tipi tercih edilmiştir.



Resim 10 -a: Er:YAG Lazer Cihazı **-b:** Uygulanışı

Frez ile kavite hazırlığı da hava-su soğutması altında gerçekleştirilmiştir. Kavitelelerin açılmasına aeratöre takılan elmas rond frezler başlanıp, daha sonrasında tersine konik frezler ile bitimleri gerçekleştirilmiştir. Kullanılan frezler her 8 kavitede bir yenilenmiştir.

5.2.2.2. Adeziv Materyalin Uygulanması

Bu çalışmada iki farklı tür universal adeziv sistemi kullanılmıştır:

1. Primer A ve Primer B olmak üzere iki şişenin karıştırılmasıyla kullanılan universal adeziv sistem (Universal Primer)
 2. Tek şişe içerisinde bulunan universal adeziv sistem (Clearfil Universal Bond Quick)
- Adeziv sistemler üretici firmaların talimatlarına uygun olacak şekilde kavitelere uygulanmışlardır. Tablo 4'te adeziv materyallerin içerik ve yöntemleri gösterilmektedir.

Tablo 2: Adeziv materyallerin içerikleri ve uygulanma yöntemleri

Adeziv sistem	Firma	Kompozisyon	Yöntem	Lot no
Universal Primer	Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD	MDP, Bis-GMA, HEMA, etanol, su, inisiyatorler	Universal adeziv sistem (Primer A ve Primer B şeklinde iki şişe karıştırılarak kullanılır)	1900003107- 08
Clearfil Universal Bond Quick	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	Yapıştırıcı: HEMA, BiS- GMA, MDP, hidrofilik amid monomerleri, kolloidal silika, silan, sodyum florür ve kamforokinon, etanol ve su. Aktivatör: Etanol, başlatıcılar ve hızlandırıcılar. Film kalınlığının 5-10 mikron olduğu belirtilmektedir.	Tek şişe içerisinde bulunan Universal adeziv sistem 7. jenerasyon	000017
MDP: 10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat Bis-GMA: Bisfenol A glisidil metakrilat HEMA: Hidroksietilmetakrilat				

5.2.2.3. Kompozit Materyalin Uygulanması

Çalışmada iki farklı kompozit kullanılmıştır:

1. Clearfil Majesty ES 2 Classic
2. Ceram X

Çalışma için her iki kompozitin de A2 renkleri tercih edilmiştir. Kavite derinlikleri ikişer mm oldukları için kompozitler tek tabaka şeklinde uygulanıp polimerizasyonları gerçekleştirilmiştir. Tablo 5’te kompozit materyallerin firma ve içerik özellikleri yer almaktadır.

Tablo 3: Kompozit materyallerin içerikleri ve firmaları

Rezin kompozit	Firma	İçerik	Lot no
Clearfil Majesty ES 2	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	<ul style="list-style-type: none">•Bisfenol A diglisidilmetakrilat•Silanlanmış baryum cam dolgu•Önceden polimerleştirilmiş organik dolgu maddesi•Hidrofobik aromatik dimetakrilat•Hidrofobik alifatik dimetakrilat<ul style="list-style-type: none">•dl-Camphorquinone•Hızlandırıcılar•Başlatanlar•Pigmentler	260070
Ceram X	Dentsply, Konstanz, Almanya	<ul style="list-style-type: none">•Metakrilat ile modifiye edilmiş polisiloksan (organik olarak modifiye edilmiş seramik)• Dimetakrilat reçineleri• Floresans pigmenti• UV stabilize edici• Stabilize edici• Kamforkinon• Etil-4(dimetilamino) benzoat•Bis(4-metil-fenil) iodoniyum heksaorofosfat•Baryum-aluminyum-borosilikat cam<ul style="list-style-type: none">• İtterbiyum örür• Renge göre demir oksit ve titanyum oksit silikat pigmentleri.	1810001024

5.2.2.4. Bitirme ve Cila İşlemlerinin Uygulanması

Restorasyonları tamamlanan dişler, 24 saat distile suda bekletilmiştir. Sonrasında düşük hızda çalışan mikromotor ve anguldurva yardımıyla diskler kullanılarak bitirme ve cila işlemleri uygulanmıştır. Kalından ince grenliye doğru giden diskler, her biri 15-20 sn olmak üzere sırayla uygulanmıştır. Her bir diskten sonra diğer diskle cilalamaya geçmeden önce diş yüzeyi güzelce yıkayıp kurutulmuştur. Her sekiz restorasyonda bir yeni disklere geçilmiştir.

5.2.3. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması

5.2.4. Termosiklus İşlemi

Restorasyonların cilalama işlemi bittikten sonra tüm örneklere $5(\pm 2)^{\circ}\text{C}$ – $55(\pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında 1500 kez ısısal döngü işlemi uygulanmıştır. Örnekler her bir banyoda 25'er saniye bekletilmiş, banyolar arası transfer süreleri ise 15'er saniye olmuştur.



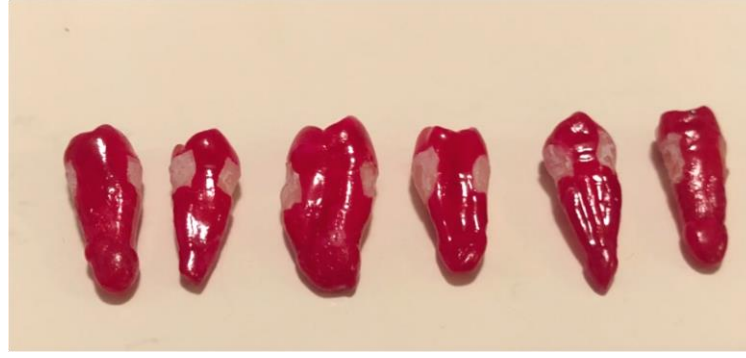
Resim 11: Termosiklus için Örneklerin Hazırlanması



Resim 12: Termosiklus Cihazı

5.2.5. Boya Penetrasyon İşleminin Uygulanması

Restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntı miktarlarının ölçülebilmesi için boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır. Bu test öncesi restorasyon alanı dışında kalan alanlardan boya geçişinin önlenmesi amacıyla restorasyon ve çevresindeki 1 mm'lik alan dışında kalan bölgeler tırnak cilasıyla örtülmüştür. Hazırlanan örnekler boyar madde solüsyonu içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Boyar madde olarak %0,5'lik bazik fuksin tercih edilmiştir. Bekletme işlemi tamamlandıktan sonra örnekler akan musluk suyu altında güzelce temizlenmiş ve tüm yüzeyleri fırçalanmıştır.



Resim 13: Diş Yüzeylerinin Tırnak Cilasası ile Kapatılması



Resim 14: Dişlerin %0.5'lik Bazik Fuksin Boyası İçerisinde 24 Saat Bekletilmesi

5.2.6. Dişlerin vertikal olarak kesilmesi

Restore edilen dişler bazik fuksin solüsyonunda bekletildikten sonra hassas kesme cihazı kullanılarak vertikal olarak ikiye ayrılmıştır. 150 mm çapındaki elmas kesme diski, 1.000 Rpm hızında ve su soğutması altında kullanılmıştır. 48 dişten 96 kesit elde

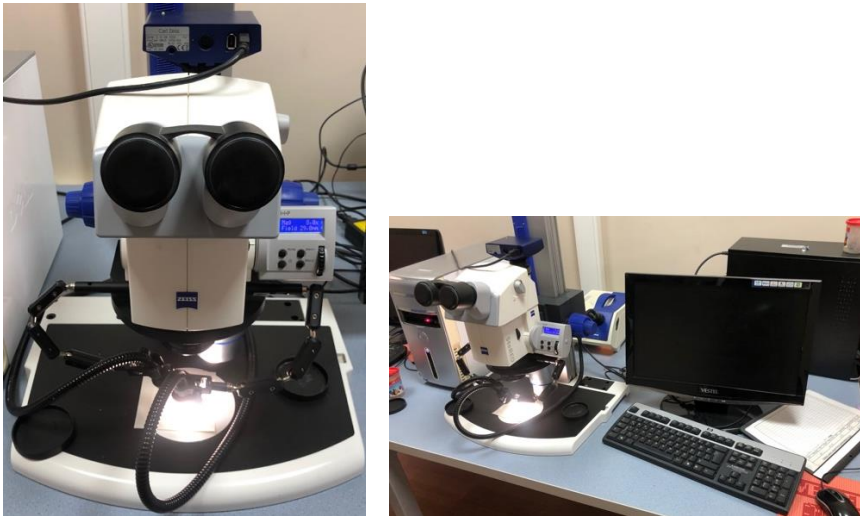
edilmiştir. Elde edilen kesitler akan musluk suyu altında güzelce yıkanmıştır. Her diş için bir kesit seçilmiştir.



Resim 15: Hassas Kesme Cihazı

5.2.7. Işık mikroskobunda kesitlerin incelenmesi

Toplam 96 restorasyonun okluzal ve servikal duvarları ışık mikroskobu altında mikrosızıntı açısından değerlendirilmiştir. Her bir restorasyon için okluzal ve servikal kenar boyunca görülen boya sızıntı miktarları 40X büyütme altında ölçülmüştür.



Resim 16: Işık Mikroskobu

Tablo 4: Boya Penetrasyonuna Bağlı Skor Tablosu

Skor	Skor Tanımı
0	Boya penetrasyonu yok
1	Kavite duvarının 1/3'üne ulaşan boya penetrasyonu
2	Kavite duvarının 1/3'ünü aşan veya 2/3'üne ulaşan boya penetrasyonu
3	Kavite duvarının 2/3'ünü aşan veya aksiyal duvara ulaşan boya penetrasyonu

5.2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması

Her bir örnek grubunu temsilen elimizdeki kesitlerden bir tanesi SEM altında incelenmiştir. Altın kaplama işlemi öncesinde Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)'nda incelenecek tüm dişler dehidrate edilmiştir. Ardından örnekler mevcut olan kaplama cihazı ile altın ve karbon kaplama cihazı içerisinde vakum altında 100 Angstrom (Å) kalınlığında altın ile kaplanmıştır (20 mA akımda 30 sn). Sonrasında örneklerin rezin-dentin ara yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu altında 1000X ve 1500X büyütmede incelenip mikrofotografaları alınmıştır.



Resim 17: Altın ve Karbon Kaplama Cihazı



Resim 18: Altın Kaplama Yapılmış Örnek



Resim 19: SEM Cihazı

5.2.9. Sonuçların İstatistiksel Analizi

İstatistiksel değerlendirme, IBM SPSS 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) paket programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren nümerik değişkenler ortalama±standart sapma, normal dağılım göstermeyen nümerik değişkenler medyan (25.-75. Persentil) olarak verildi. Gruplar arasındaki farklılık normal dağılıma sahip olmayan nümerik değişkenler için Mann-Whitney U testi ile Kruskal Wallis Tek Yönlü Varyans analizi ve Dunn's çoklu karşılaştırma ile test edildi. İki yönlü hipotezlerin testi için $p < 0.05$ istatistiksel önemlilik için yeterli kabul edildi.

6. BULGULAR

6.1 Mikrosızıntı Deneyi Bulguları

Er:YAG lazerle veya geleneksel yöntemle hazırlanmış kavitelere iki farklı adeziv sistem ve iki farklı kompozit kullanılarak yapılan restorasyonların okluzal ve servikal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 7’de gösterilmiştir.

Tablo 5: Grupların servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	SERVİKAL	OKLUZAL
	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)
1. Frez + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic (Frez + UBQ + ME2)	0,58 ± 0,67 / 0,50 (0,00-1,00)	0,33 ± 0,49 / 0,00 (0,00-1,00)
2. Frez+ Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic (Frez + UP + ME2)	1,50 ± 0,79 / 1,00 (1,00-2,00)	0,50 ± 0,52 / 0,50 (0,00-1,00)
3. Frez+ Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X (Frez + UBQ + CX)	2,41 ± 0,79 / 3,00 (2,00-3,00)	0,75 ± 0,62 / 1,00 (0,00-1,00)
4. Frez+ Universal Primer + Ceram X (Frez + UP + CX)	2,08 ± 0,66 / 2,00 (2,00-2,75)	0,75 ± 0,86 / 1,00 (0,00-1,00)
5. Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic (Lazer + UBQ + ME2)	2,83 ± 0,38 / 3,00 (3,00-3,00)	0,83 ± 0,83 / 1,00 (0,00-1,00)
6. Lazer + Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic (Lazer + UP + ME2)	2,00 ± 0,95 / 2,00 (1,00-3,00)	0,50 ± 0,67 / 0,00 (0,00-1,00)
7. Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X (Lazer + UBQ + CX)	2,41 ± 0,79 / 3,00 (2,00-3,00)	0,91 ± 0,66 / 1,00 (0,25-1,00)
8. Lazer + Universal Primer + Ceram X (Lazer + UP + CX)	2,83 ± 0,38 / 3,00 (3,00-3,00)	0,75 ± 0,62 / 1,00 (0,00-1,00)

Tablo 8’de grupların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Bu anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulabilmek için Dunn’s çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırma testinin sonuçlarına göre istatistiksel sonuçlar aşağıdaki Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 6: Grupların servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın istatistiksel olarak değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	0.000	Sıfır hipotezi reddedildi
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	0,353	Sıfır hipotezi tutarlı

Tablo 7: Grupların servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılığın Dunn’s çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi

GRUP A – GRUP B	P DEĞERİ
Frez + UBQ + ME2 – Frez + UP + ME2	1,000
Frez + UBQ + ME2 – Lazer + UP + ME2	0,059
Frez + UBQ + ME2 – Frez + UP + CX	0,054
Frez + UBQ + ME2 – Frez + UBQ + CX	0,001
Frez + UBQ + ME2 – Lazer + UBQ + CX	0,001

Frez + UBQ + ME2 – Lazer + UBQ + ME2	0,00
Frez + UBQ + ME2 – Lazer + UP + CX	0,00
Frez + UP + ME2 – Lazer + UP + ME2	1,00
Frez + UP + ME2 – Frez + UP + CX	1,00
Frez + UP + ME2 – Frez + UBQ + CX	0,495
Frez + UP + ME2 – Lazer + UBQ + CX	0,495
Frez + UP + ME2 – Lazer + UBQ + ME2	0,013
Frez + UP + ME2 – Lazer + UP + CX	0,013
Lazer + UP + ME2 – Frez + UP + CX	1,00
Lazer + UP + ME2 – Frez + UBQ + CX	1,00
Lazer + UP + ME2 – Lazer + UBQ + CX	1,00
Lazer + UP + ME2 – Lazer + UBQ + ME2	0,794
Lazer + UP + ME2 – Lazer + UP + CX	0,794
Frez + UP + CX – Frez + UBQ + CX	1,00
Frez + UP + CX – Lazer + UBQ + CX	1,00

Frez + UP + CX – Lazer + UBQ + ME2	0,843
Frez + UP + CX – Lazer + UP + CX	0,843
Frez + UBQ + CX – Lazer + UBQ + ME2	1,00
Frez + UBQ + CX – Lazer + UBQ + ME2	1,00
Frez + UBQ + CX – Lazer + UP + CX	1,00
Lazer + UBQ + CX – Lazer + UBQ + ME2	1,00
Lazer + UBQ + CX – Lazer + UP + CX	1,00
Lazer + UBQ + ME2 – Lazer + UP + CX	1,00

Yukarıdaki tablo incelendiğinde anlamlı farkların hangi gruplar arasında olduğu görülmektedir. Ancak farkın doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için aşağıdaki skor dağılım tablosu incelenmelidir. Tablo 10'da skorların gruplara göre dağılımı gösterilmektedir.

Tablo 8: Mikrosızıntı skorlarının gruplara göre okluzal ve servikal kenarlardaki dağılımı

GRUPLAR		SKORLAR			
		0	1	2	3
1. Frez + UBQ + ME2	Okluzal	8	4	0	0
	Servikal	3	8	1	0
2. Frez + UP + ME2	Okluzal	6	6	0	0
	Servikal	0	8	2	2
3. Frez + UBQ + CX	Okluzal	4	7	1	0
	Servikal	0	2	3	7
4. Frez + UP + CX	Okluzal	5	6	0	1
	Servikal	0	2	7	3
5. Lazer + UBQ + ME2	Okluzal	4	7	0	1
	Servikal	0	0	2	10
6. Lazer + UP + ME2	Okluzal	7	4	1	0
	Servikal	0	5	2	5
7. Lazer + UBQ + CX	Okluzal	3	7	2	0
	Servikal	0	2	3	7
8. Lazer + UP + CX	Okluzal	4	7	1	0
	Servikal	0	0	2	10

Servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak tespit edilen çok ileri düzeyde anlamlı farkın ($p<0,001$) skorların grupların içindeki dağılımından kaynaklandığı Tablo 10'da açıkça görülmektedir.

Frez ile hazırlanan, adeziv materyal olarak Universal Bond Quick kullanılan, Clearfil Majesty ES 2 ile restorasyonu yapılan gruptaki on iki örnekten sekizinde okluzalda mikrosızıntıya hiç rastlanmamıştır (skor: 0). Buna karşılık aynı adeziv materyal ve kompozitin tercih edildiği lazer ile hazırlanan gruptaki on iki örnekten on tanesinde servikal yüzeyde tüm servikal yüzeyi kapsayan (skor: 3) mikrosızıntı izlenmiştir.

Er:YAG lazer ile hazırlanan adeziv materyal olarak Universal Primer, kompozit materyal olarak Ceram X kullanılan gruptaki on iki örnekten on tanesinde servikal yüzeyde tüm servikal yüzeyi kapsayan (skor: 3) mikrosızıntı izlenmiştir.

Frez ile hazırlanan ve aynı adeziv materyal kullanılan (Universal Bond Quick), kompozit materyal olarak Clearfil Majesty ES 2 tercih edilen grup ile Ceram X grubu arasındaki farkın ileri düzeyde anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0.001$).

Aynı adeziv materyal (Universal Bond Quick), aynı kompozit materyal (Clearfil Majesty ES 2) kullanılan ancak kavite hazırlama yöntemi farklı olan (frez ve lazer) gruplar arasındaki farkın ileri düzeyde anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$).

Çalışmamızda yer alan tüm grupların servikal ve okluzal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı düzeyleri karşılaştırılmıştır. Okluzal yüzeylerdeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken servikal yüzeylerde tespit edilen ileri düzeyde anlamlı farkın ($p<0,001$) hangi gruplardan kaynaklandığı çoklu karşılaştırma testi ile belirlenmiştir.

Her grupta yer alan restorasyonların servikal ve okluzal yüzeylerinde saptanan mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Mann-Whitney U testi kullanılarak kendi içerisinde değerlendirilmiştir. Her bir grup için servikal ve okluzal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın incelendiği Tablo 11 aşağıda yer almaktadır.

Tablo 9: Grup içerisinde yer alan restorasyonların servikal ve okluzal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı değerlerinin istatistiksel olarak birbirleriyle karşılaştırılması

GRUPLAR		P DEĞERİ
1. Frez + UBQ + ME2	Servikal	0,443
	Okluzal	
2. Frez + UP + ME2	Servikal	0,005
	Okluzal	
3. Frez + UBQ + CX	Servikal	0,000
	Okluzal	
4. Frez + UP + CX	Servikal	0,001
	Okluzal	
5. Lazer + UBQ + ME2	Servikal	0,000
	Okluzal	
6. Lazer + UP + ME2	Servikal	0,001
	Okluzal	
7. Lazer + UBQ + CX	Servikal	0,000
	Okluzal	
8. Lazer + UP + CX	Servikal	0,000
	Okluzal	

Frez ile hazırlanan, adeziv materyal olarak Universal Bond Quick kullanılan, kompozit materyal olarak Clearfil Majesty ES 2 tercih edilen gruptaki servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Diğer tüm gruplarda ise servikal ve okluzal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı miktarları daha fazladır.

Çalışmamızda geleneksel yöntemle hazırlanmış kaviteler ile Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanmış kavitelere uygulanan kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı açısından oluşacak farklar incelenmek istenmiştir. Bu nedenle farklı adezivler ve farklı kompozitler uygulanarak, frez ve lazer ile hazırlanmış gruplar mikrosızıntı açısından karşılaştırılmıştır. Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerin servikal ve okluzal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 12’de görülmektedir.

Tablo 10: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	SERVİKAL	OKLUZAL
	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)
Frez (Grup 1-2-3-4)	1,64 ± 0,99 / 2,00 (1,00 - 2,75)	0,58 ± 0,64 / 1,00 (0,00 – 1,00)
Lazer (Grup 5-6-7-8)	2,52 ± 0,74 / 3,00 (2,00 – 3,00)	0,75 ± 0,69 / 1,00 (0,00 – 1,00)

Tablo 11: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0.000	Sıfır hipotezi reddedildi
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0,215	Sıfır hipotezi tutarlı

Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiştir (Tablo 13). Kavite preparasyon yönteminin, restorasyonların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı

değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir. Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasında oluşturduğu fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Frez ve lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı skorlarının dağılımı aşağıdaki Tablo 14’te sunulmuştur.

Tablo 12: Frez grupları ile Er:YAG lazer grupları arasında okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı

GRUPLAR	SKORLAR				
		0	1	2	3
1. Frez	Okluzal	23	23	1	1
2. Frez					
3. Frez	Servikal	3	20	13	12
4. Frez					
5. Lazer	Okluzal	18	25	4	1
6. Lazer					
7. Lazer	Servikal	0	7	9	32
8. Lazer					

Frez ile hazırlanan 48 kavitenin okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyleri incelendiğinde 23 tanesinde mikrosızıntıya hiç rastlanmazken (skor: 0), 23 tanesinde ise kavite duvarının 1/3’üne ulaşan boya penetrasyonu gözlenmiştir (skor: 1). Bu 48 kavitenin servikal yüzeylerindeki sızıntı miktarları incelendiğinde ise 20 tanesinde kavite duvarının 1/3’üne ulaşan boya penetrasyonu gözlenirken (skor: 1), 13 tanesinde Kavite duvarının 1/3’ünü aşan veya 2/3’üne ulaşan boya penetrasyonu belirlenmiş (skor: 2), 12 tanesinde ise servikal yüzeyin tamamını kapsayan mikrosızıntı tespit edilmiştir (skor: 3).

Lazer kullanılarak hazırlanan 48 kavitenin okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyleri incelendiğinde 18 tanesinde mikrosızıntıya hiç rastlanmazken (skor: 0), 25 tanesinde ise kavite duvarının 1/3’üne ulaşan boya penetrasyonu gözlenmiştir (skor: 1). Bu 48 kavitenin servikal yüzeylerindeki sızıntı miktarları incelendiğinde ise 32 tanesinde servikal yüzeyin tamamını kapsayan mikrosızıntı tespit edilmiştir (skor: 3).

Çalışmamızda hazırlanan kavitelere farklı adeziv materyaller uygulanarak restorasyonlarda mikrosızıntı açısından oluşacak farklar incelenmek istenmiştir. Bu nedenle çalışma sırasında adeziv sistem olarak Clearfil Universal Bond Quick ve Universal Primer tercih edilmiştir. Adeziv materyal gruplarının servikal ve okluzal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 15'te görülmektedir.

Tablo 13: Adeziv gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	SERVİKAL	OKLUZAL
	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)
Clearfil Universal Bond Quick (Grup 1-3-5-7)	2,06 ± 1,09 / 2,50 (1,00 - 3,00)	0,7 ± 0,68 / 1,00 (0,00 - 1,00)
Universal Primer (Grup 2-4-6-8)	2,10 ± 0,85 / 2,00 (1,00 - 3,00)	0,62 ± 0,67 / 1,00 (0,00 - 1,00)

Adeziv gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiş ve adezyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı Tablo 16'da belirlenmiştir ($p>0,05$).

Tablo 14: Adeziv gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0.869	Sıfır hipotezi tutarlı
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0,511	Sıfır hipotezi tutarlı

Çalışmamızda hazırlanan kavitelere farklı kompozit materyaller uygulanarak restorasyonlarda mikrosızıntı açısından oluşacak farklar incelenmek istenmiştir. Bu nedenle çalışma sırasında kompozit materyal olarak Clearfil Majesty ES 2 Classic ve Ceram X tercih edilmiştir. Kompozit gruplarının servikal ve okluzal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 17’de görülmektedir.

Tablo 15: Kompozit gruplarının servikal ve okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	SERVİKAL	OKLUZAL
	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25.-75. Persantil)
Clearfil Majesty ES 2 Classic (Grup 1-2-5-6)	1,72 ± 1,08 / 1,50 (1,00 - 3,00)	0,54 ± 0,65 / 0,00 (0,00 - 1,00)
Ceram X (Grup 3-4-7-8)	2,43 ± 0,71 / 3,00 (2,00 - 3,00)	0,79 ± 0,68 / 1,00 (0,00 - 1,00)

Kompozit gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiştir. Kompozit restorasyon materyalinin okluzal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p < 0,05$), servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasında oluşturduğu fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Sonuçlar Tablo 18’de belirtilmiştir.

Tablo 16: Kompozit gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0,001	Sfır hipotezi reddedildi
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Mann-Whitney U Testi	0,049	Sfır hipotezi reddedildi

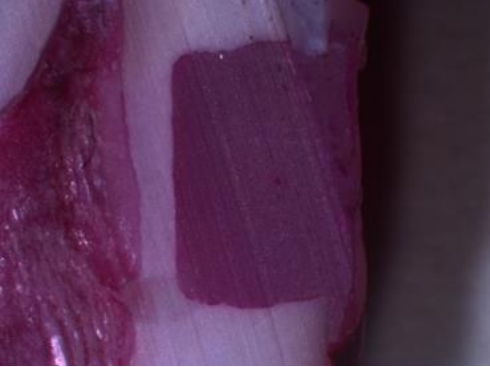
6.2. Işık Mikroskobunda Mikrosızıntı Görüntüleri

6.2.1. Grup 1 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick+Clearfil Majesty ES 2 Classic)



Resim 20: Grup 1 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.2. Grup 2 (Frez+Universal Primer+Clearfil Majesty ES 2 Classic)



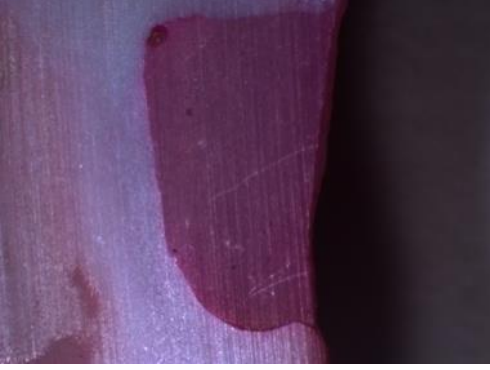
Resim 21: Grup 2 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.3. Grup 3 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)



Resim 22: Grup 3 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.4. Grup 4 (Frez+ Universal Primer + Ceram X)



Resim 23: Grup 4 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.5. Grup 5 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic)



Resim 24: Grup 5 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.6. Grup 6 (Lazer + Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic)



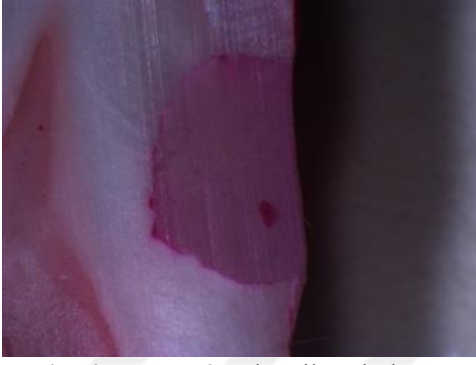
Resim 25: Grup 6 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.2.7. Grup 7 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)



Resim 26: Grup 7 Işık Mikroskobu Görüntüsü

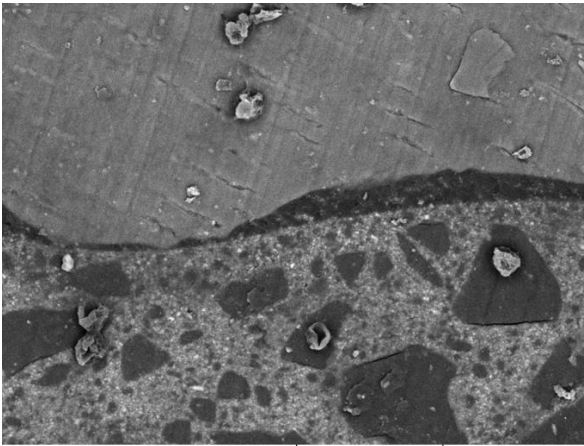
6.2.8. Grup 8 (Lazer + Universal Primer + Ceram X)



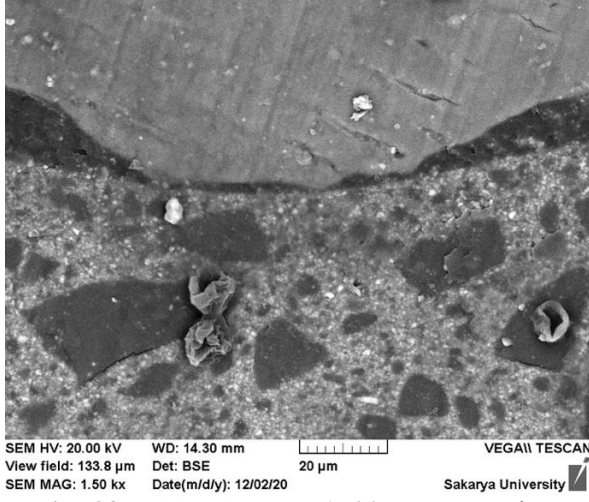
Resim 27: Grup 8 Işık Mikroskobu Görüntüsü

6.3. Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) Mikrosızıntı Görüntüleri

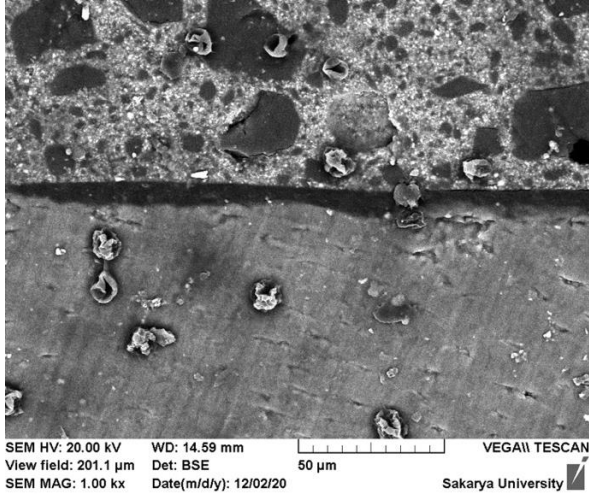
6.3.1. Grup 1 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick+Clearfil Majesty ES 2 Classic)



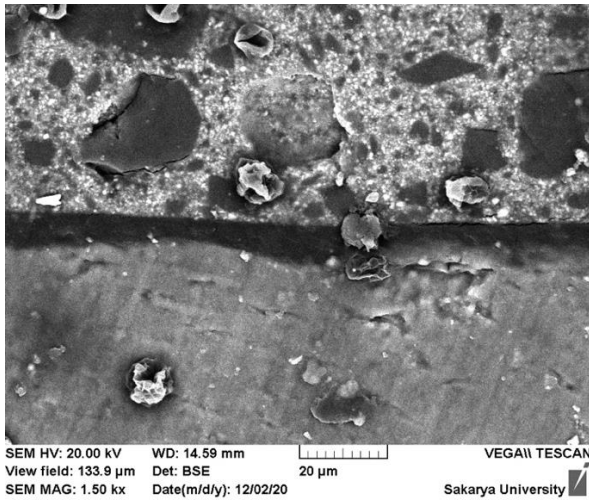
Resim 28: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 29: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

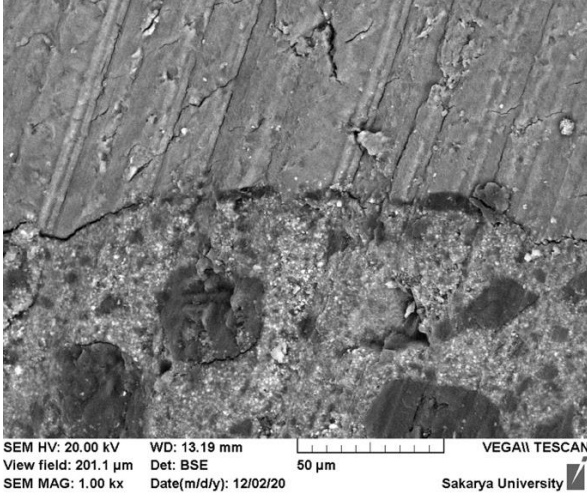


Resim 30: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

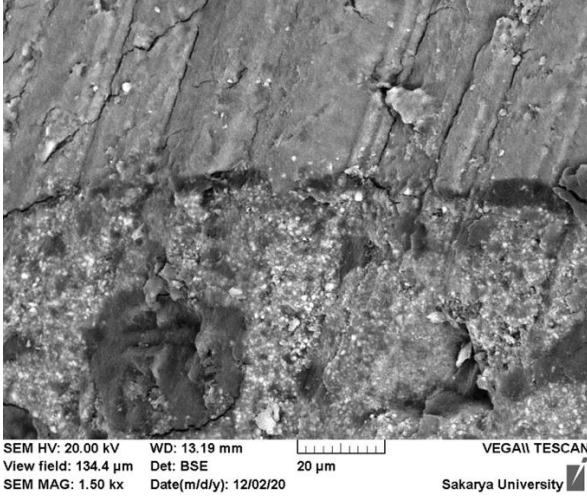


Resim 31: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

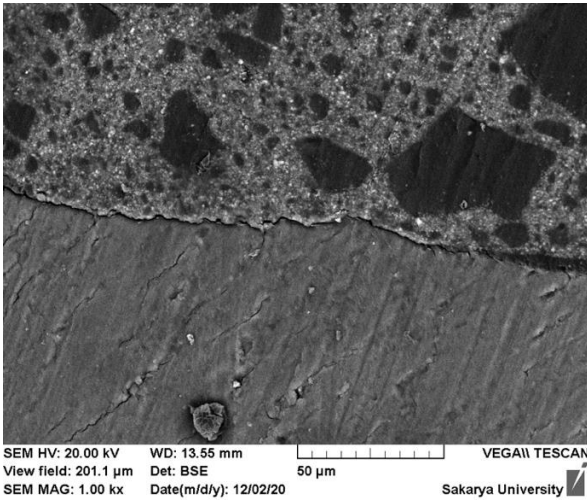
6.3.2. Grup 2 (Frez+Universal Primer+Clearfil Majesty ES 2 Classic)



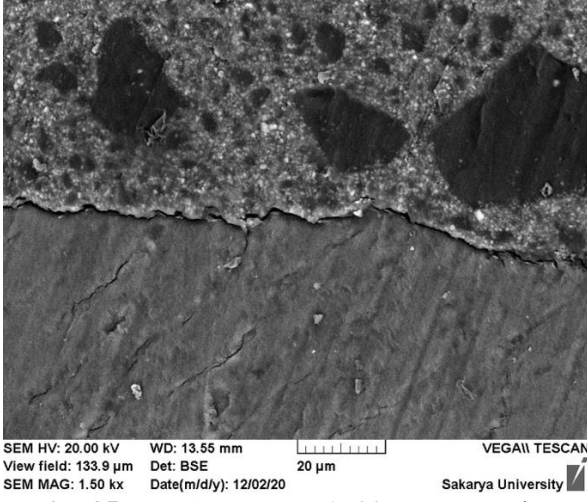
Resim 32: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 33: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

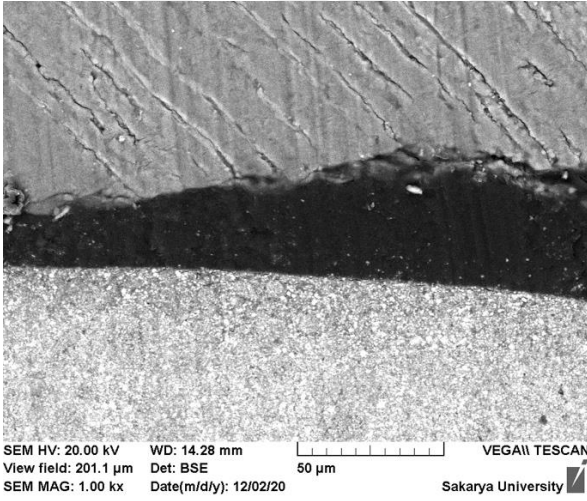


Resim 34: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

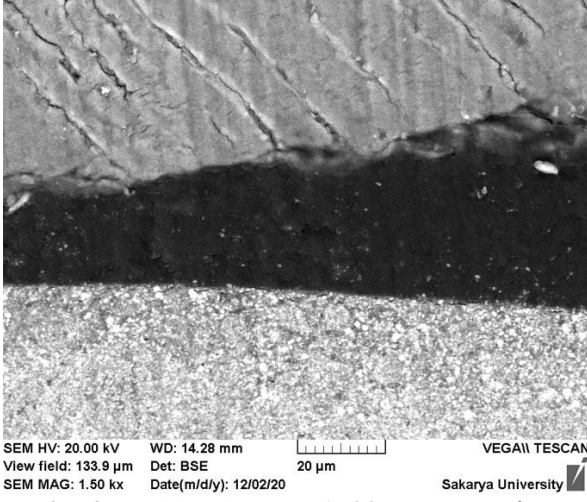


Resim 35: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

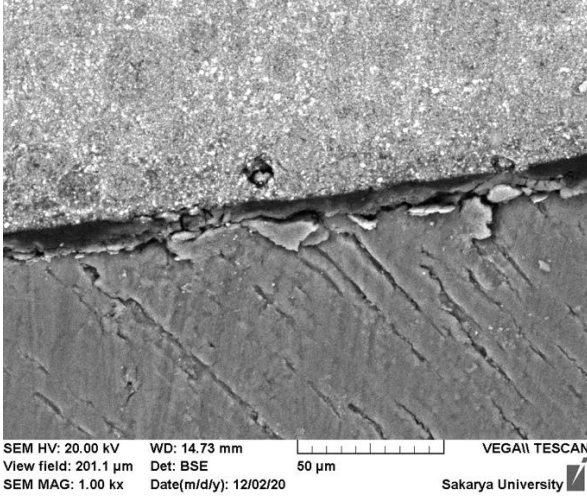
6.3.3. Grup 3 (Frez+ Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)



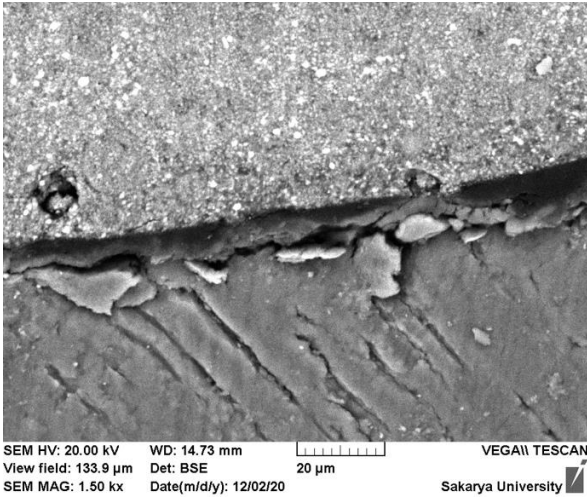
Resim 36: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 37: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

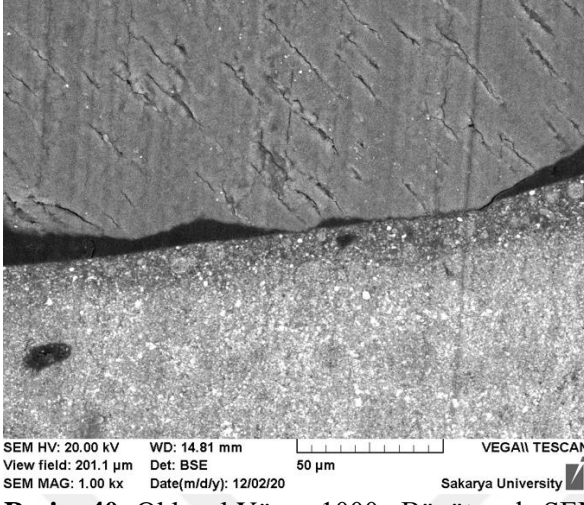


Resim 38: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

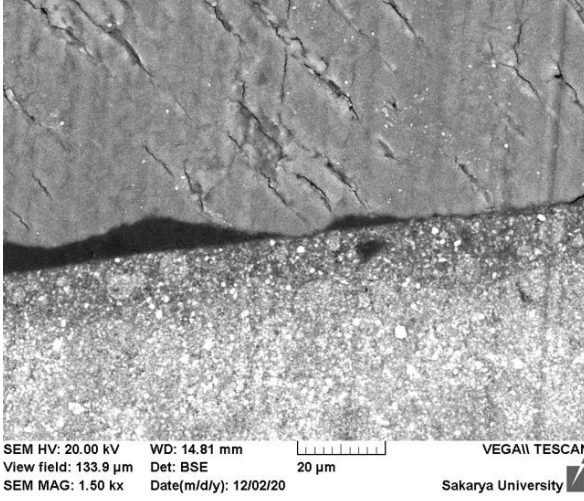


Resim 39: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

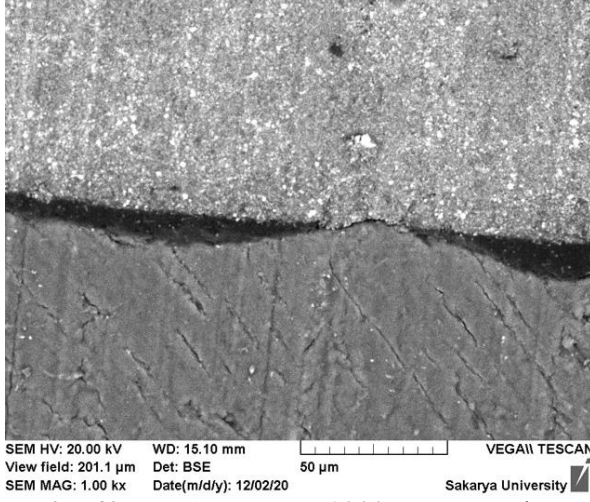
6.3.4. Grup 4 (Frez+ Universal Primer + Ceram X)



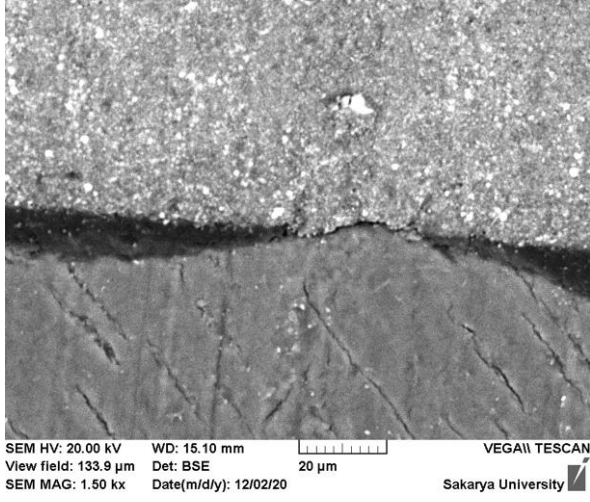
Resim 40: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 41: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

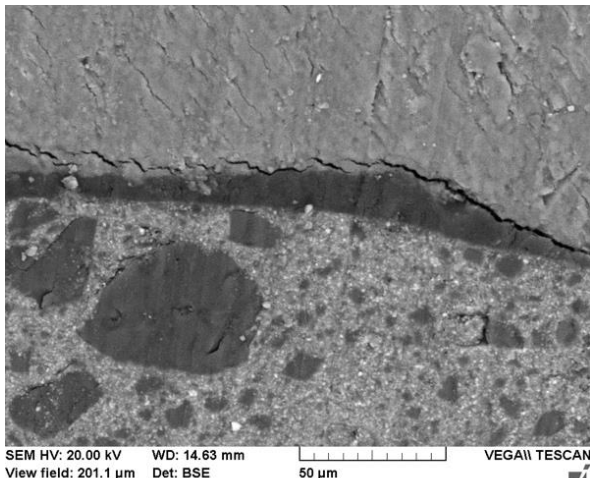


Resim 42: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

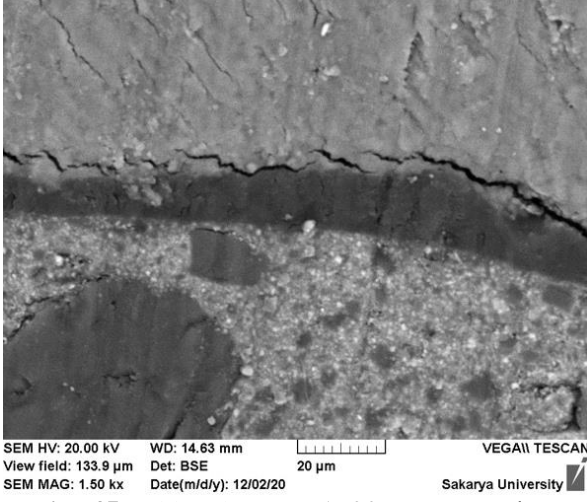


Resim 43: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

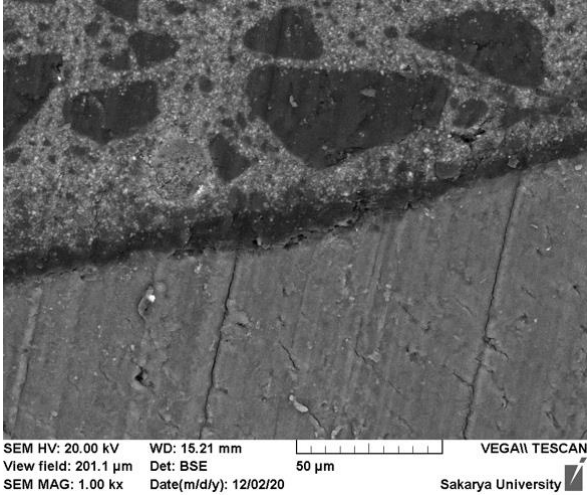
6.3.5. Grup 5 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Clearfil Majesty ES 2 Classic)



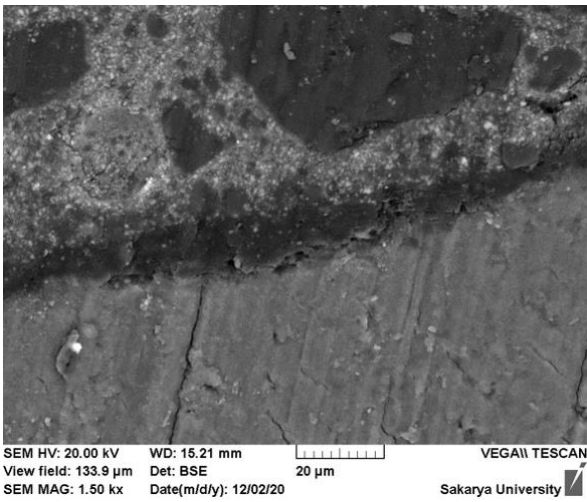
Resim 44: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 45: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

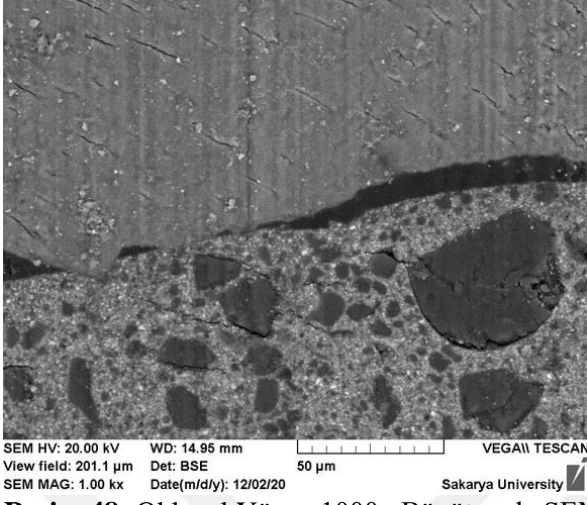


Resim 46: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

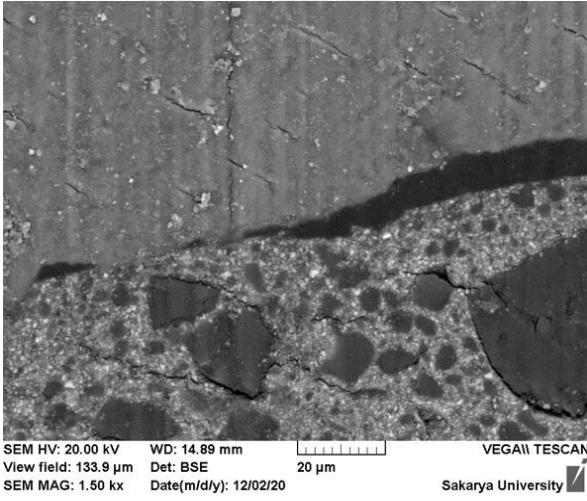


Resim 47: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

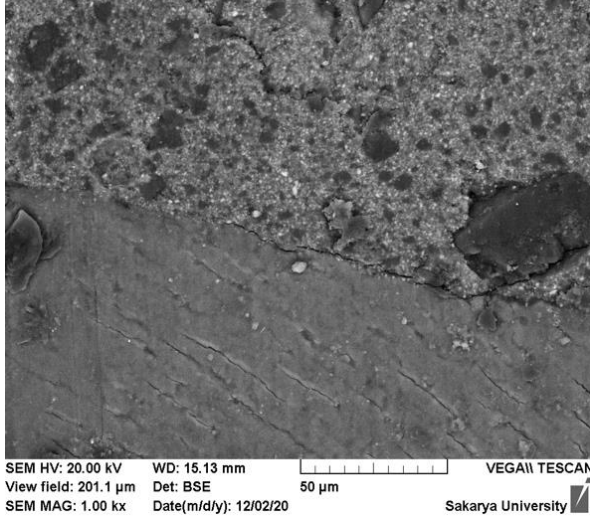
6.3.6 Grup 6 (Lazer + Universal Primer + Clearfil Majesty ES 2 Classic)



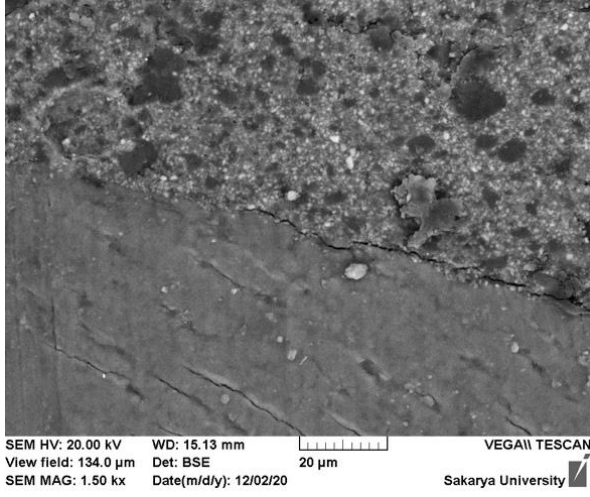
Resim 48: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 49: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

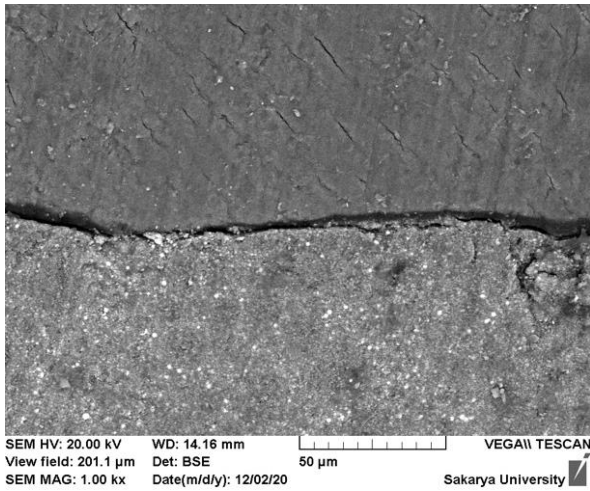


Resim 50: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

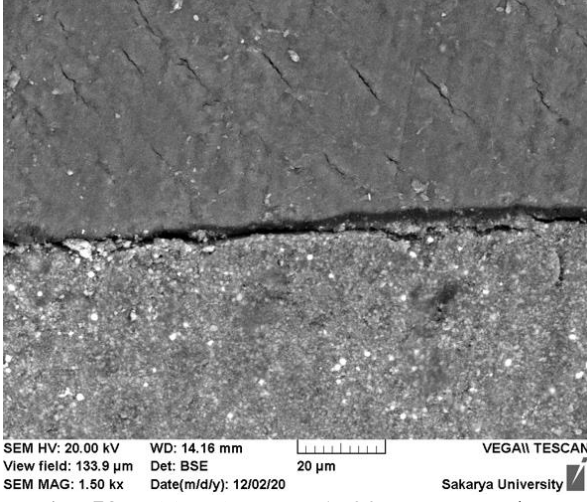


Resim 51: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

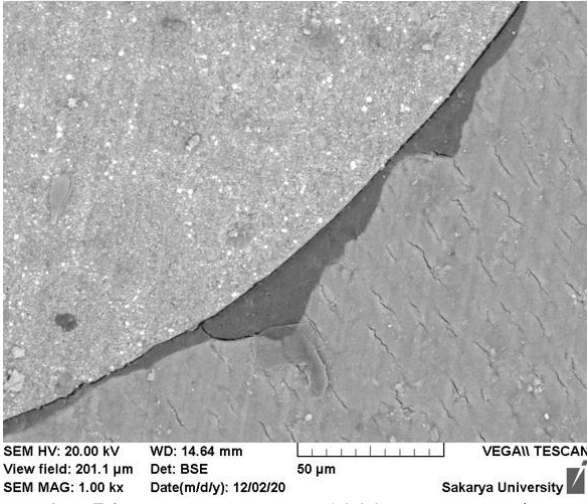
6.3.7. Grup 7 (Lazer + Clearfil Universal Bond Quick + Ceram X)



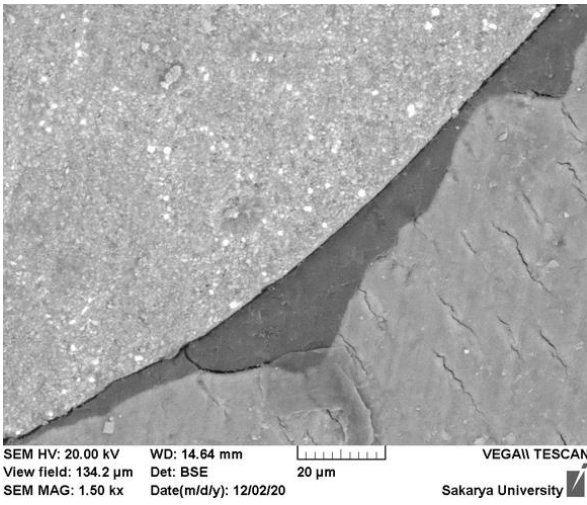
Resim 52: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 53: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

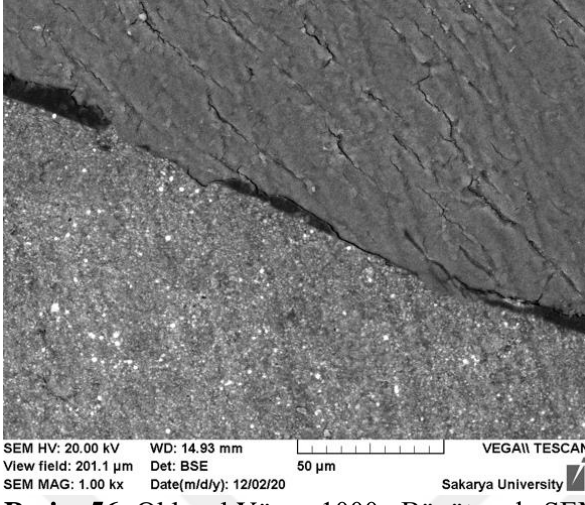


Resim 54: Servikal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü

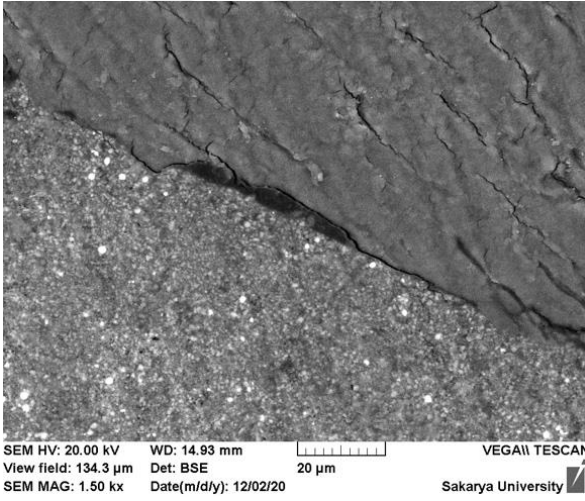


Resim 55: Servikal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü

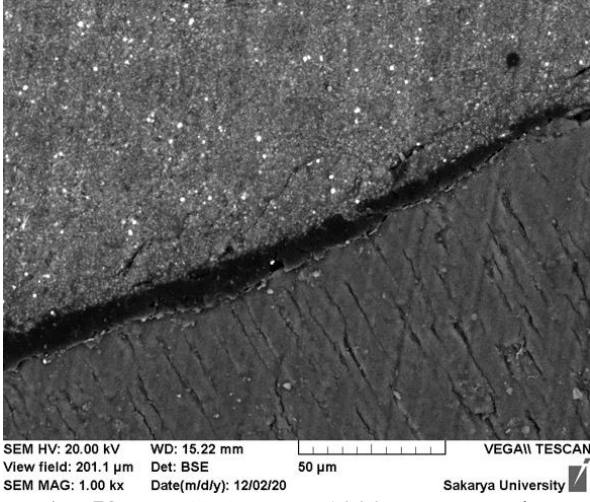
6.3.8. Grup 8 (Lazer + Universal Primer + Ceram X)



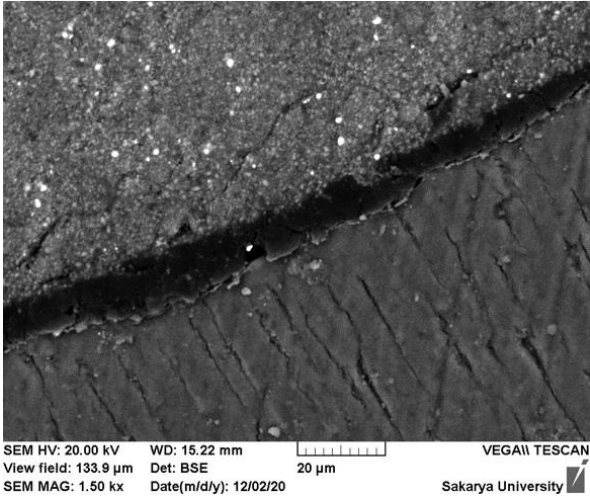
Resim 56: Okluzal Yüzey 1000x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 57: Okluzal Yüzey 1500x Büyütmede SEM Görüntüsü



Resim 58: Servikal Yüzey 1000x Büyütmeye SEM Görüntüsü



Resim 59: Servikal Yüzey 1500x Büyütmeye SEM Görüntüsü

7. TARTIŞMA

Yapılan bilimsel çalışmalar, çürük lezyonlar ve tedavileri ile ilgili bilgi düzeyini yükselterek, yeni restoratif materyallerin ve tekniklerin geliştirilmesine yol açmaktadır. Bu gelişmeler sayesinde diş hekimliği uygulamalarında büyük yol kat edilmiştir. Önceleri asitle yüzey pürüzlendirilmesi tekniği ön plandayken, son yıllarda adeziv materyallerde meydana gelen gelişmeler sayesinde günümüzde adeziv diş hekimliği ve minimal diş dokusu kaybıyla minimal invaziv diş hekimliği kavramları ön plana çıkmıştır. Bu sayede daha az doku kaldırılarak daha estetik restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır. Ancak adeziv diş hekimliği kavramında dentin yüzeyinin tam olarak örtülmesinde ve kuvvetli bir bağlanma sağlanmasında zorluk yaşanabilmektedir. Bu sebeple restorasyon ile diş yüzeyi arasında yeterli düzeyde bağlanma sağlanamazsa mikrosızıntı meydana gelmektedir.

Diş hekimliğinde mikrosızıntı, yapılan restorasyonların devamlılığı açısından oldukça önemlidir. Diş/restorasyon ara yüzünde meydana gelen mikrosızıntının restorasyonun sağlamlığını ve klinik ömrünü etkileyen ana faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir. Bir restorasyonda meydana gelen mikrosızıntı, ikincil çürüklerin gelişmesine ve tedavinin başarısızlığına yol açabilir. Adeziv diş hekimliğinde başarının artırılmasında, daha uzun ömürlü restorasyonların elde edilmesinde bu sorunun giderilmesi büyük önem taşımaktadır.

Yapılan birçok araştırmada restorasyonun başarısını etkileyen faktörler incelenmiştir. Bunların başında, kullanılan adeziv materyalin ve restorasyon materyalinin fiziksel ve kimyasal özellikleri, kavitasyonun boyutları ve lokalizasyonu, materyallerin polimerizasyon şekilleri ve süreleri, kavite hazırlama teknikleri, hastanın oklüzyonu ve hekimin manüplasyonu gibi parametreler yer almaktadır (149),(150),(151). Buna dayanarak bu çalışmada, farklı kavite hazırlama tekniklerinin ve kullanılan farklı adezivlerin ve kompozitlerin sınıf V kavitelere mikrosızıntı açısından başarı oranları incelenmiştir.

Klinik çalışmalar tedavi yöntemlerinin uzun dönem başarısını gözlemlemekte en etkili yöntemdir. Ancak bu çalışmalarda tedavinin başarısını etkileyen birden çok

değişken bulunmaktadır. Bu yüzden olası bir başarısızlık durumunda sebebin tespiti zorlaşmaktadır. Adeziv diş hekimliğinde, hasta ağzında yapılan kompozit restorasyonların başarısını, değişen ısı ve tükürük yapısı gibi birçok kişiye özel durum etkileyebilmektedir. Bu nedenle *in vitro* ortamda yapılan çalışmalar, yalnızca gözlemlenmek istenen değişkenlerde farklılık yaratılarak, tedavi yöntemi üzerindeki diğer dışsal faktörleri elimine ederek değerlendirebilmemize olanak sağlamaktadır. Bu çalışmada da diğer değişkenlerin etkilerinden kaçınılmak istenmiş bu yüzden standardize edilebilen bir yöntem olan *in vitro* çalışmalar tercih edilmiştir. Bu sayede güncel adeziv materyallerin ve restoratif materyallerin mikrosızıntı düzeylerine etkisine bakılarak, sekonder çürük oluşumu, postoperatif hassasiyet ve pulpal reaksiyon gibi olası klinik başarısızlıkların tahmini yapılabilecektir (54).

Adeziv diş hekimliğinde etkin bir bağlanma sağlanmasında kavite hazırlanma yöntemleri büyük önem taşımaktadır. Geleneksel yöntemlerle hızlı ve etkin kaviteler hazırlanabilmektedir, ancak bu yöntemin ses, ısı, titreşim, ağrı gibi dezavantajları bulunmaktadır. Hatta kontrolsüz kullanımında dokularla fazla madde kayıplarına yol açabilmektedir. Teknolojide meydana gelen gelişmelere bağlı olarak lazerin diş hekimliği alanında kullanımı da gittikçe yaygınlaşmaktadır. Restoratif alanda kavite preparasyonu sırasında lazerin kullanımı geleneksel yöntemlere alternatif olarak sunulmuştur. Ağrı ve titreşimin olmaması, sesin daha az rahatsız edici düzeyde olmasına bağlı olarak, dental fobisi olan bireylerde tercih edilmektedir (152). Lazer kullanılarak hazırlanan kavitelerde smear tabakasının oluşmaması, lazerin kavite yüzeylerinde bakterisid etkisi ve mekanik olarak ortaya çıkan pürüzlü yüzeylerin varlığı söz konudur. Ancak bu yüzeylerin adezyonu olumlu yönde etkilediğini savunan yayınların yanı sıra, adeziv materyalin yayılımını olumsuz etkilediğini bildiren yayınlar da mevcuttur. (2), (153), (154). Bu nedenle, bu tez çalışmasında Er:YAG lazerin kavite preparasyonunda kullanımının dentin yüzeylerine ve farklı adeziv sistemlerin dentine bağlanmasına olan etkisinin *in vitro* olarak gözlenmesi ve bu etkinin geleneksel yöntem ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Mikrosızıntı testi kullanılarak restorasyonun okluzal ve servikal kenarları incelenip, rezin-dentin ara yüzeyinin ışık mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu altında değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

2016 yılında yapılan bir çalışmada Özel ve arkadaşları (155), Er:YAG lazer ve elmas frez ile hazırlanan sınıf II restorasyonlarındaki kavite dolum tekniklerinin mikrosızıntıya etkisini araştırmışlardır. 20 adet üçüncü molar dişe, MO ve DO kaviteler oluşturup, iki farklı kavite hazırlama tekniği ve iki farklı kavite dolum tekniği tercih etmişlerdir. Bizim çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, araştırmacıların bu çalışmanın sonunda elde ettikleri verilerle örtüşmektedir. Tüm gruplarda oklüzal bölgelere göre servikal bölgelerde daha fazla mikrosızıntı olduğu gözlenmiştir. Ayrıca Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan kaviteler, hem oklüzal hem de servikal sınırlarda restoratif materyallerden bağımsız olarak, frez kullanılarak geleneksel yöntemle hazırlananlardan daha fazla mikrosızıntı göstermiştir. Her ne kadar iki çalışmada tercih edilen dişler ve oluşturulan kavite şekilleri farklı olsa da, elde edilen mikrosızıntı sonuçları benzerlik göstermektedir.

Er:YAG lazer ile geleneksel kavite preparasyonu ile açılan kavitelerin mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırıldığı bazı çalışmalar, servikal bölgede konvansiyonel kavite preparasyonunun Er:YAG lazerden daha başarılı olduğunu öne sürmüşlerdir (2), (153), (154). Yaman ve arkadaşlarının (156), 2012 yılında yaptıkları çalışma da buna örnektir. Araştırmacılar Er:YAG lazer ve elmas frezlerle hazırlanan sınıf V kavitelere uygulanan farklı adezivlerin ve kompozitlerin mikrosızıntı üzerine etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda, Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere gözlenen mikrosızıntı değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bazı çalışmalarda ise Er:YAG lazer ve geleneksel kavite preparasyon tekniği ile hazırlanan kavitelerin mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı rapor edilmiştir (157), (158). Çalışmamızda Er:YAG lazer ile geleneksel kavite preparasyon yöntemleri arasında oklüzal yüzeyde anlamlı bir fark gözlenmemişken ($p>0,05$), servikal yüzeylerde meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Mikrosızıntı skorları incelendiğinde ise hem oklüzal hem de servikal yüzeylerde geleneksel yöntem ile açılan kavite preparasyonu, lazer preparasyonuna oranla daha başarılı bulunmuştur. Servikal yüzeyde meydana gelen mikrosızıntı düzeyleri, hem lazer hem de geleneksel yöntem açısından oklüzal yüzeylere göre daha fazla bulunmuştur. Çalışmamız bu konuda yapılan birçok çalışmayla (2), (153), (154), (159), (160) benzer sonuçlar verirken, bazı çalışmalara göre

ise farklı sonuçlar vermiştir (127), (161), (162). Bunun sebebinin, araştırmacıların çalışmalarında kullandıkları restoratif materyallerin yapılarının ve seçilen dişlerin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bahadır ve arkadaşlarının (2) 2019 yılında yayınlanan çalışmalarında, farklı kavite preparasyon yöntemleriyle molar dişlerde hazırladıkları sınıf V kaviteleri, cam iyonomer simanlarla restore ederek mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. 90 adet çürüksüz molar diş kullanan araştırmacılar bu dişlere 3 mm genişliğinde, 2 mm yüksekliğinde ve 1,5 mm derinliğinde sınıf V kaviteler hazırlamışlardır. Farklı kavite hazırlama yöntemleri olarak; Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer ve geleneksel yöntemi tercih etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı değerlerinin okluzal yüzeylerdekinden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda da Bahadır ve arkadaşlarının (2) çalışmasına benzer sonuçlar elde edilmiştir. Araştırmacılar kavite preparasyon yöntemlerinin arasında hem SEM hem de mikroskop incelemelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır ($p<0.05$). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada ise frez ve lazer grupları arası fark okluzal yüzeyde anlamlı bulunmazken, servikal yüzeylerde ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bu iki çalışma arasındaki okluzal yüzeyde meydana gelen mikrosızıntı düzeyi farkının, kullanılan restorasyon materyallerinden (cam iyonomer siman ve adeziv + kompozit) veya seçilen dişlerin farklı olmasından (molar ve premolar) kaynaklandığı öne sürülebilir.

Meral ve arkadaşları (163), 2020 yılında lazer ile preparasyonun cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin mikrosızıntıları üzerine etkisi konulu bir çalışma için 36 adet çekilmiş, çürüksüz üçüncü molar diş kullanmışlardır. Dişleri iki ayrı gruba ayıran araştırmacılar bir grupta frez yöntemiyle kavite hazırlarken diğeri grupta Er,Cr:YSGG lazer yardımıyla kavitelerini hazırlamışlardır. Daha sonra üç farklı cam iyonomer siman ile restore ettikleri dişlerin mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonunda preparasyon yöntemleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Bizim çalışmamızda ise, okluzal yüzeylerde elde edilen veriler Meral ve arkadaşlarının (163) bulgularıyla benzerken, servikal yüzeydeki mikrosızıntı değerlerinde bizim çalışmamızda ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Bu noktadaki farklılığın sebebinin, kullanılan lazer sistemlerinin (Er:YAG, Er,Cr:YSGG), seçilen

dişlerin (üçüncü molar ve premolar) veya tercih edilen restoratif materyallerin (cam iyonomer siman ve adeziv + kompozit) farklı oluşundan kaynaklandığı düşünülmüştür.

Kalyoncu ve arkadaşları (164) yaptıkları bir çalışmada, 50 adet taze çekilmiş insan premolar dişi kullanarak bunları rastgele 10 gruba ayırmışlardır. Farklı adeziv sistemleri ile farklı kavite hazırlama yöntemleri tercih ederek mikrosızıntı düzeylerinin okluzal ve servikal yüzeylerdeki miktarlarını incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda, genel olarak, servikal sınırlardaki mikrosızıntı skorlarının, okluzal sınırlardan önemli ölçüde daha yüksek olduğunu görmüşlerdir ($p < 0.001$). Ayrıca lazer ile kavite preparasyonu yapılan, lazer etching işlemi ve self-etch adeziv prosedürlerinin uygulandığı grup, servikal yüzeydeki mikrosızıntı düzeyleri açısından daha kötü mikrosızıntı skorlarına sahipti. Ancak, tüm grupların okluzal skorları ise benzer bulunmuştur ($p > 0.05$). Bizim çalışmamızda ise, frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiştir. Kavite preparasyon yönteminin, restorasyonların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir. Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasında oluşturduğu fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Ayrıca bizim çalışmamızın Kalyoncu ve arkadaşlarının (164) yapmış oldukları çalışmayla benzer olan bir diğer noktası da, çalışmamızda yer alan tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı miktarlarının okluzal yüzeylere oranla daha fazla bulunmasıdır. Bu durumun, servikal bölgede mine yapısının daha ince olmasından ve bu alanda materyallerin bağlanmalarının zayıf olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Haddar ve arkadaşları (159), yapmış oldukları bir çalışmada Er:YAG lazer ve geleneksel frez yöntemiyle hazırlanan kavitelerde üç farklı self-etch adeziv sistemi ile adezyonu gerçekleştirerek mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için 72 adet premolar insan dişi kullanan araştırmacılar, sınıf V kaviteler oluşturdukları dişleri rastgele 6 gruba ayırmışlardır. Çalışmanın sonunda frez ve lazer kullanımı ile ilgili ve farklı adeziv sistemlerin kullanımıyla ilgili herhangi bir farka rastlanılmamıştır. Ancak servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeyleri istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Bizim çalışmamızda da, frez ve lazer grupları arası fark

okluzal yüzeyde anlamlı bulunmazken, servikal yüzeylerde ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca çalışmamızda hazırlanan kavitelere farklı adeziv sistemler uygulanarak restorasyonlarda mikrosızıntı açısından oluşacak farklar incelenmiştir. Adeziv gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiş olup adezyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$). Her iki çalışmada da lazer, geleneksel kavite yöntemine göre mikrosızıntı açısından daha düşük başarı göstermiştir. Bunun nedeni olarak; lazerin kollajen açısından oldukça zengin olan intertübüler dentinde organik madde kaybına ve kollajen liflerinin erimesine yol açtığı öne sürülebilir. Dentinde meydana gelen bu morfolojik değişikliklerin, düzensiz yüzey yapısının mikrosızıntı miktarını etkilediğini düşünmekteyiz.

Özsevik ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (165), 30 premolar dişte sınıf V kaviteler hazırladıktan sonra dişleri üç farklı gruba ayırmışlardır. Farklı adeziv sistemler uyguladıktan sonra (Clearfil Universal Bond-silan esaslı, Single Bond Universal-silan esaslı ve Adper Single Bond 2-silan içermeyen) kompozit materyal ile restorasyonlarını gerçekleştirmişlerdir. Termal siklusun ardından bazik fuksin solusyonunda bekletilen dişler kesitleri alınıp stereomikroskopunda 40x büyütmede incelenmişlerdir. Çalışmanın sonucunda mikrosızıntı değerlerinde adeziv sistemler arasında önemli farklılık bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre en düşük mikrosızıntı değeri Single Bond Universal'de gözlenmiştir. Clearfil Universal Bond ile Adper Single Bond 2 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Tüm restorasyonlarda okluzalde gözlenen mikrosızıntı değerleri gingival yüzeylerden daha az bulunmuştur. Biz de çalışmamızda 2 farklı universal adeziv sistem kullandık. Çalışmamızın sonunda kullandığımız adeziv sistemlerin mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık göstermediği sonucuna vardık ($p>0,05$). Özsevik ve arkadaşlarının (165) çalışmasına benzer olarak, bu tez çalışmasında da gingival yüzeylerde meydana gelen mikrosızıntı miktarı daha fazla bulunmuştur.

2016 yılında yayınlanan bir çalışmada Motevaselian ve arkadaşları (166), sınıf V kavitelere üç farklı adeziv sistem kullanarak meydana gelen mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Kaviteleri hazırlanan dişler dört gruba ayrılmıştır. Gruplara adeziv

materyal olarak sırasıyla; Adper Single Bond 2, Clearfil SE-Bond, Scotchbond Universal adeziv (self-etch) ve Scotchbond Universal adeziv (total-etch) uygulanmıştır. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda kullanılan adeziv materyallerin mikrosızıntı açısından anlamlı bir fark oluşturmadığını rapor etmişler ve gingival yüzeylerde daha fazla mikrosızıntı gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları, araştırmacıların elde ettikleri sonuçlar ile benzerlik göstermektedir.

2019 yılında Durhan ve arkadaşları (167), yapmış oldukları çalışmada geleneksel yöntemle ve Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan kavitelerde self-etch dentin adeziv sisteminin mikrosızıntı açısından sonuçlarını incelemişlerdir. 40 adet premolar dişin bukkal ve lingual yüzeylerine lazer ve frez yardımıyla sınıf V kaviteleri oluşturmuşlardır. Dişleri rastgele 4 gruba ayırmışlardır. Bu gruplar; Grup 1; Yalnızca frez ile kavite hazırlananlar (kontrol grubu), Grup 2; Frez ile kavite açılan ve lazer etching işlemi uygulananlar, Grup 3; Yalnızca lazer ile kavitesi açılanlar, Grup 4; Lazer ile kavitesi açılan ve lazer etching işlemi uygulananlar şeklindedir. Çalışmada kullanılan lazerin türü ve uygulanan etching işlemleri bizim çalışmamıza göre farklılık gösterse de elde edilen mikrosızıntı sonuçları benzerlik göstermektedir. Tüm gruplarda servikal yüzeylerde meydana gelen mikrosızıntı düzeyleri oklüzal yüzeylerdekinden yüksektir. Ayrıca en düşük mikrosızıntı değerleri kontrol grubunda yani yalnızca frez ile kavitesi açılan grupta gözlenmiştir. En yüksek mikrosızıntı değerini ise, lazer ile kavitesi açılan ardından lazer etching uygulaması yapılan 4. gruptaki dişler göstermiştir.

Özel ve arkadaşları (157), Er:YAG lazer ve frez ile hazırlanan sınıf V kompozit restorasyonlarda total-etch, self-etch ve selektif etching tekniklerinin mikrosızıntı açısından karşılaştırılması başlıklı bir çalışmada 30 premolar diş kullanmışlardır. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine sınıf V kaviteler oluşturmuşlardır. Çalışmanın sonucunda oklüzal ve servikal yüzeyler açısından ayrı ayrı gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Farklı aşındırma teknikleri, Er:YAG lazer ve frez kullanılarak hazırlanan Sınıf V restorasyonların mikrosızıntısını etkilemediği sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da bu farklı adeziv gruplarının oklüzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmiştir ve adezyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$).

Gupta ve arkadaşları (117), yaptıkları bir çalışmada, sınıf V restorasyonlarda total-etch, self-etch ve universal adeziv sistemlerin kullanımıyla meydana gelen mikrosızıntı değerlerini incelemişlerdir. Bu çalışma için araştırmacılar 120 tane taze çekilmiş premolar dişi kullanmışlardır. Dişleri, bukkal yüzeylerine sınıf V kaviteleri oluşturduktan sonra 4 farklı gruba ayırmışlardır. Araştırmacılar, çalışmanın sonunda tek aşamalı self-etch ajanların, oklüzal kenarda total-etch ve universal adezivlere oranla daha az mikrosızıntı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Çalışmadan elde edilen bir diğer sonuç ise tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı değerlerinin, oklüzal yüzeylerden daha yüksek olduğudur. Bizim çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuç, araştırmacıların elde ettikleri sonuçla benzerlik göstermektedir.

Demirbuğa ve arkadaşları (168), sınıf V kavitelerde akışkan kompozit rezin kullanımının mikrosızıntı üzerine etkilerini araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmanın sonunda, bizim çalışmamızla benzer olarak servikal kenarlarda meydana gelen sızıntı miktarının oklüzal yüzeydekilerden daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır ($p<0,05$). Ayrıca kavite tabanında akışkan kompozit kullanımının mikrosızıntı açısından herhangi bir faydası olmadığı sonucunu öne sürmüşlerdir. Çalışmamızda hazırladığımız kavitelerin tabanında akışkan kompozit kullanılmamıştır.

2017 yılında yapılan bir çalışmada, Yıkılğan ve arkadaşları (169), 60 adet çekilmiş molar diş kullanarak farklı kaide materyallerinin sınıf V restorasyonların mikrosızıntısı üzerine etkisini *in vitro* olarak incelemişlerdir. Dişlerin bukkal yüzeylerine 4 mm genişlikte, 3 mm yükseklikte ve 3 mm derinlikte sınıf V kaviteler hazırlayan araştırmacılar daha sonrasında bu dişleri rastgele seçerek 5 gruba ayırmışlardır. 4 gruba farklı kaide materyalleri kullanan araştırmacılar bir tane de kontrol grubu (kaide materyali kullanılmayan) oluşturmuşlardır. Çalışmanın sonunda yine bizim çalışmamızla benzer olacak şekilde tüm deney gruplarında, oklüzal yüzeylerdeki mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p=0.267$), servikal yüzeydeki mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($p=0.004$). Bizim çalışmamızda hazırlanan kaviteler 2 mm derinliğinde olduğu için kaide materyali kullanılmamıştır.

Tuna ve arkadaşları (170), 2017 yılında yayınlamış oldukları bir çalışmada Er:YAG lazer ve elmas frez ile hazırladıkları Sınıf V kavileri farklı akışkan kompozitler ile restore ederek marjinal mikrosızıntı değerlerini incelemişlerdir. Çürüksüz 30 premolar dişin 15 tanesinin kavitesi Er:YAG lazer yardımıyla, geri kalan 15 tanesinin ise elmas frez yardımıyla kavileri oluşturulmuştur. Daha sonrasında dişler rastgele 6 gruba ayrılmış, toplamda iki farklı adeziv materyal ve üç farklı restoratif materyal tercih edilmiştir. Bu çalışmada da Tuna ve arkadaşlarının (170), yaptıkları çalışmaya benzer şekilde, tüm gruplarda servikal bölgelerde oklüzal bölgelere göre daha fazla mikrosızıntı gözlenmiştir ($p<0,05$). Ayrıca Er:YAG lazerin farklı adeziv sistemler ve akışkan kompozitlerle kavite hazırlığı için kullanılmasının mikrosızıntıyı etkilemediği sonucuna varılmıştır.

2017 yılında Mosharrafian ve arkadaşları (160), yaptıkları bir çalışmada, Sınıf II kavilerde bulk-fill kompozitler ve geleneksel kompozitlerin mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmıştır. 60 adet ikinci molar dişi kullanan araştırmacılar iki farklı bulk-fill kompozit ve bir adet konvansiyonel kompozit kullanarak restorasyonları gerçekleştirmişlerdir. Üç grup için de oklüzal ve gingival mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$), ancak her üç grupta da, gingival marjindeki mikrosızıntı değerlerinin, oklüzal sınırlardan anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$). Bizim yaptığımız çalışmanın sonucu bu verilerle örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da, tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı miktarları oklüzal yüzeylere oranla daha fazla bulunmuştur.

Adi ve Altinawi (171), 2020 yılında molar dişlerde hazırladıkları sınıf II kavilerde bulk-fill kompozitler ile gerçekleştirdikleri restorasyonların marjinal mikrosızıntı düzeylerini değerlendirmişlerdir. Dişler 3 gruba ayrılmıştır. Grup 1; geleneksel kompozit tek tabaka halinde yerleştirilmiştir. Grup 2; bulk-fill kompozit tek tabaka şeklinde yerleştirilmiştir. Grup 3; geleneksel kompozit aşamalı olarak kaviteye uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda diş eti sınırlarında üç grup arasında da boya penetrasyonu açısından anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,534$). Ayrıca bu tez çalışmasında olduğu gibi Adi ve Altinawinin çalışmasında da (171), her grupta servikal

yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeyleri, okluzal yüzeylerindekiinden daha yüksek bulunmuştur.

2019 yılında Garcia Marí ve arkadaşları (153) sınıf II kavitelere bulk-fill ve geleneksel kompozitlerle yaptıkları restorasyonların mikrosızıntı değerlerini bir *in vitro* çalışma ile karşılaştırmışlardır. Molar dişlere oluşturdukları sınıf II kavitelelerin yarısını bulk-fill kompozitlerle tek tabaka halinde, diğer yarısını ise geleneksel kompozitlerle aşamalı olarak restore etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda bulk-fill kompozitlerin, geleneksel kompozitlere benzer şekilde gingival mikrosızıntı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca okluzal marjinlerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin gingival marjinlerden daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçları da, Garcia Marí ve arkadaşlarının (153) elde ettikleri sonuçlara benzerdir.

Soares ve arkadaşları (172), 2014 yılında yaptıkları çalışmada polimerizasyon modunun ve uygulama sürelerinin kompozit rezin restorasyonlarında mikrosızıntıya etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar sığır dişlerine açtıkları kavitelere halojen, ikinci nesil ve üçüncü nesil LED cihazlarını farklı sürelerde kullanarak nanofil içerikli bir kompozit rezini polimerize etmişlerdir. Çalışmanın sonunda, farklı cihazların ve farklı ışık sürelerinin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığını rapor etmişlerdir. Biz de çalışmamızda tüm restorasyonların polimerizasyonlarını 3M ESPE Elipar S-10 marka LED ışık cihazı ile gerçekleştirdik.

Wang ve arkadaşları (173), 2011 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı zamanlarda yapılan cila işlemlerinin sınıf V kavitelelerdeki mikrosızıntı düzeylerine etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmada 80 tane premolar dişi kullanan araştırmacılar, dişlerin restorasyonlarını gerçekleştirdikten sonra dört gruba ayırmışlardır; Grup 1: Cila uygulaması yok; Grup 2: İmmediat cilalama; Grup 3: Restorasyondan sonra 10 dk bekletilip gerçekleştirilen cilalama; Grup 4: Restorasyonun üzerinden 24 saat geçtikten sonra yapılan cilalama. Bütün cilalama işlemleri için Sof-Lex diskler tercih edilmiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda, gruplar arasında mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir ($p>0,05$).

Mirzakoucheki ve arkadaşları (174) ise 2013 yılında 60 premolar dişte hazırlanan sınıf V kavitelerde, cilalama süreleriyle ilgili bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonunda, restorasyondan 24 saat sonra gerçekleştirilen cilalama işleminin mikrosızıntı açısından en uygun yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, restorasyonları tamamlanan dişleri, 24 saat distile suda bekletip ardından düşük hızda çalışan mikromotor ve anguldruva yardımıyla diskler kullanılarak bitirme ve cila işlemlerini uyguladık.

Termosiklus işlemi en çok tercih edilen yaşlandırma yöntemi olmasına karşın, etkisi konusunda araştırmacılar arasında düşünce ayrılıkları devam etmektedir. Dallı ve arkadaşları (137), termal siklus işleminin mikrosızıntı üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını öne sürmüştür. Pazinato ve arkadaşları da (175) yaptıkları bir çalışmada, termal siklus sayısının mikrosızıntı üzerine etkisini incelemişlerdir. Hazırladıkları sınıf V kaviteleri 5 gruba ayırmışlardır ve ilk grubu kontrol grubu yaparak termal siklus işlemi uygulamamışlardır. Diğer gruplara ise sırasıyla 500, 1000, 2500, 5000 termal siklus uygulamışlardır. Ardından tüm gruplar bazik fuksin solüsyonunda bekletilip, kesitlere ayrılmıştır. Image Tool programı ile boya penetrasyon dereceleri ölçülmüştür. Çalışmadan elde edilen ortalama mikrosızıntı değerleri; grup 1 (3,92); grup 2 (3,13); grup 3 (4,48); grup 4 (4,33) ve grup 5 (3,42) şeklindedir. Araştırmacılar bu çalışmada termal siklus döngü sayısındaki artış ile mikrosızıntı artışı arasında ilişki olmadığı sonucuna varmışlardır. Bu çalışmaların aksine Heintze ve arkadaşları ise termal siklus işleminin etkisinin, materyale bağlı ısıl geçirgenliğe göre değişim gösterdiğini belirtmişlerdir (136). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre, $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ile $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ suda 500 döngü yapılması uygun bir yaşlandırma yöntemidir. Ancak Gale ve Darvell, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun, adezyonun uzun dönem taklidinde çok kısa olduğunu belirtmişlerdir (138). Çalışmamızda, tüm örnekler için $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ile $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklığındaki banyolarda, her bir banyo suyunda bekleme süresi 25 saniye, transfer süresi ise 15 saniye olacak şekilde 1500 defa termal siklus işlemi gerçekleştirilmiştir.

Mikrosızıntı çalışmalarında ölçüm için birçok *in vivo* ve *in vitro* test yöntemi kullanılmaktadır. *In vitro* test yöntemleri arasında, boyar madde penetrasyon testleri, kimyasal işaretçiler, radyoizotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, hava basıncı yöntemi,

taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri, nötron aktivasyon analizi, elektriksel geçirgenlik testleri bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında en pratik olan ve en çok tercih edilen boya penetrasyon yöntemidir (132). Yapılan çalışmalara göre boya penetrasyon yöntemi için bazik fuksin, metilen mavisi, rhodamin B, gümüş nitrat, floresans gibi çeşitli boyaların solüsyonları tercih edilmektedir (136). Ancak kullanılan boya solüsyonlarının test sonuçları üzerinde anlamlı bir fark yaratmadığı görülmüştür (133). Bu tez çalışmasında da, %0.5'lik bazik fuksin solüsyonu 24 saatlik süre ile kullanılmıştır.

Mikrosızıntı deneyi için restorasyon yapılan dişlerden alınan kesit sayılarının, test sonuçlarını etkileyen faktörlerden olduğu, kesit sayısı arttıkça belirlenebilen mikrosızıntı düzeyinin arttığı belirtilmiştir. Çünkü ne kadar fazla kesit alınırsa kullanılan boyanın en fazla penetre olduğu bölgenin tespit edilme imkanının arttığı düşünülmektedir (176). Türkün ve Ergücü, yapmış oldukları araştırmada, tek kesit alma oranının 84 yayınlanmış mikrosızıntı çalışması içerisinde %50,9 oranında olduğunu bildirmişlerdir (177). Çalışmamızda kullanılan premolar dişler molar dişlere oranla daha dar mesio-distal boyutlara sahip olduğundan her örnekten birer kesit almak yeterli görülmüştür.

Boya penetrasyon yöntemi ile yapılan deneylerde mikroskop altında mikrosızıntı düzeyleri tespit edilmeden önce bir skor tablosu oluşturulur. Ardından subjektif bir yöntem olması sebebi ile iki gözlemci tarafından sonuçlar tarafsızca incelenerek boya penetrasyon derecelerini ifade eden skorlara göre değerlendirmeler gerçekleştirilir (133). Çalışmamızda mikrosızıntı düzeylerinin tespiti her restorasyon için servikal ve okluzal yüzeylerde ayrı ayrı değerlendirilmiştir. İki araştırmacı tarafından yapılan değerlendirmelerde, önceden belirlenen bir skor tablosu kullanılmıştır. Bu skor tablosuna göre yüzeyler üçe bölünmüş, meydana gelen penetrasyonun ulaştığı konuma göre dört farklı skor belirlenmiştir ve mikrosızıntı değerleri 0'dan 3'e doğru artmaktadır (0: Boya Penetrasyonu yok, 1: Kavite duvarının 1/3'üne ulaşan boya penetrasyonu, 2: Kavite duvarının 1/3'ünü aşan veya 2/3'üne ulaşan boya penetrasyonu, 3: Kavite duvarının 2/3'ünü aşan veya aksiyal duvara ulaşan boya penetrasyonu şeklinde belirtilmiştir). Restorasyonların servikal ve okluzal yüzeylerinde meydana gelen mikrosızıntı düzeyleri, stereomikroskop kullanılarak 40X büyütme altında incelenmiştir.

Literatürde lazer kullanılarak hazırlanan kavite yüzeylerinde meydana gelen değişimin SEM analiziyle gözleendiği çalışmalar mevcuttur (178), (179). Ancak restorasyon ile dentin ara yüzeyinin detaylı bir şekilde incelendiği çalışma sayısı daha azdır. Bu yüzden çalışmamızda restorasyon ile dentin ara yüzeyini SEM ile analiz edip, hibrit tabaka ve rezin tagları incelemiş bulunmaktayız.

Yapılan SEM incelemelerinde geleneksel yöntem ve lazer ile hazırlanmış kavite yüzeylerinde farklı görüntüler elde edilmiştir. Frez ile açılan kavite yüzeyler mikro morfolojik olarak daha düzenli olmasına rağmen kanal ağızları smear tabakası ile kaplanmıştır. Ancak SEM analizlerinde, lazer ile açılan kavite yüzeylerinde dentin kanalı ağızlarında smear tabakası görülmediğinden daha açık yüzeyler olduğu, aynı zamanda düzensiz bir mikro morfolojik yapı sergiledikleri gözlemlenmiştir (178).

Günümüzde mikrosızıntı hala restoratif işlemler için büyük bir sorun oluşturmaya devam etmektedir. Mikrosızıntıyı engelleyebilmek için yeni restoratif materyaller ve yeni kavite preparasyon teknikleri geliştirilmektedir. Lopes ve arkadaşları (180), dental dokulara bağlanma üzerine Erbium lazerin etkilerini inceledikleri derleme makalelerinde, minimal invaziv diş hekimliği alanında, lazer uygulamalarının avantajlarını vurgulamışlardır. Çürüklerin uzaklaştırılmasında, kavite yüzeylerinin preparasyonunda ve yüzey pürüzlendirilmesinde geleneksel yöntemlere alternatif olarak hastalar tarafından da kabul gören bir tedavi seçeneği olabileceğini öne sürmüşlerdir. Ancak daha olumlu sonuçlar elde edebilmek ve lazerler hakkında daha geniş bilgiye sahip olmamız için daha çok *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalara ihtiyacımız vardır.

8. SONUÇLAR

1. Tüm grupların mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, okluzal yüzeylerde meydana gelen mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).

2. Her grupta yer alan restorasyonların servikal ve okluzal yüzeylerinde saptanan mikrosızıntı değerleri arasındaki fark kendi içerisinde değerlendirilmiştir. Frez ile

hazırlanan, adeziv materyal olarak Universal Bond Quick kullanılan, kompozit materyal olarak Clearfil Majesty ES 2 tercih edilen gruptaki servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Diğer tüm gruplarda ise servikal ve okluzal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p<0,05$) Tüm gruplarda servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı miktarları okluzal yüzeylere oranla daha fazladır.

3. Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının servikal ve okluzal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark değerlendirilmiştir. Kavite preparasyon yönteminin, restorasyonların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir. Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasında oluşturduğu fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Frez gruplarında gözlenen mikrosızıntı miktarları lazer gruplarına göre daha düşük bulunmuştur.

4. Adeziv gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark değerlendirilmiş ve adezyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı tespit edilmiştir. ($p>0,05$)

5. Kompozit restorasyon materyallerinin mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Clearfil Majesty ES 2 kompozitinin mikrosızıntı açısından daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

6. SEM analizinde, rezin-dentin ara yüzeylerinin frez ile hazırlanan kavitelerde daha homojen ve devamlı bir hibrit tabakaya rastlanılmıştır. Ancak Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelerde kalınlığı değişken olan, devamlılığı bozulan bir hibrit tabaka tespit edilmiştir.

7. Kavite hazırlığı için standart bir lazer prosedürü oluşturabilmek, adeziv sistemlerin lazer ile hazırlanan kavitelerdeki performanslarını saptayabilmek ve mikrosızıntı probleminin önüne geçebilmek adına bu alanda daha fazla laboratuvar ve klinik çalışma yürütülmesine ihtiyaç vardır.

9. KAYNAKLAR

1. Güler Ç, Bayar F. Farklı Tipteki Restoratif Cam İyonomer Simanların Mikrosızıntı Üzerine Isı Uygulanmasının Etkisi. *Selcuk Dental Journal*. 2020;7(2):233-239.
2. Bahadır HS, Bağlar S, Bulut AC, Karadağ G. Farklı kavite preparasyon yöntemi kullanılarak prepare edilen sınıf V kavitelerinin farklı cam iyonomer simanlarla restore edilerek mikrosızıntısının değerlendirilmesi. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*. 2019;10:301-309.
3. Güven Y. Er:YAG Lazer ile Hazırlanmış Kavitelere Adeziv Sistem-Dentin Bağlantısının İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011.
4. Malekipour MR, Shirani F, Tahmourespour S. The effect of cutting ef cacy of diamond burs on microleakage of class v resin composite restorations using total etch and self etch adhesive systems. *J Dent (Tehran)* 2010;7(4):218-25.
5. Schmidseder J. *Color Atlas Aesthetic Dentistry (Color Atlas of Dental Medicine)*. 1. Baskı. Thieme. 2000;103-108.
6. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshia Y, Perdigão J, Lambrechts P, Peumans M. *Bonding to enamel and dentin*. 3. Baskı. Quintessence Publishing Co. 2006;183-260.
7. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod*. 1999;25(8):543–546.
8. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(3):109–115.
9. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira G, Schein P. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent*. 2003;31(2):127–135.
10. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, vd. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res*. 1998;77(6):1404–1414.

11. Aranha ACC, 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):745–751.
12. Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993;37(3):329-340.
13. Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti. 2000.
14. Kiremitçi A, Gökalp S. Dentinin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerine dört adeziv sisteminin etkisi. *H Ü Dis Hek Fak Derg.* 1998;22: 47-52.
15. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ Jr. *Sturdevant's Art and science of operative dentistry.* Fifth Edition. St. Louis, Missouri, Elsevier Mosby, 2005.
16. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier. 2006;3439.
17. Perdigao J, Swift EJ. Fundamental concept of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 5 Baskı. St. Louis, Mo, Mosby. 2006;243-79.
18. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-53.
19. Perdigao J. *An Ultra Morphological Study of Human Dentine Exposed to Adhesive Systems.* PhD, Leuven, KUL. School voor tandheelkunde, Catholic University of Leuven. 1995.
20. Ghavamnasiri M, Moosavi H, Tahvildarnejad N. Effect of centripetal and incremental methods in Class II composite resin restorations on gingival microleakage. *J Contemp Dent Pract.* 2007;1(8):113-20.
21. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of operative dentistry* (Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, ed). Second edition. Carol Stream, Quintessence. 2001;178-235.
22. Packham DE: Adhesion. *Handbook of adhesion* (Packham DE, ed). Essex, UK, Longman Scientific & Technical. 1992;18-20.
23. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues.* Tokyo, Quintessence Publishing Co Inc. 1998;21-35.

24. Özkul S, Küçükeşmen Ç. Adezivler: Genel ilkeler ve tekniğin son durumu. Balıkesir Sağlık Bil Derg. 2012;1.
25. Foreman PC, Soames JV. Comparative study of the composition of primary and secondary dentine. Caries Res. 1989; 23(1):441-458.
26. Mjor IA, Odont D. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. Quintessence Int. 2001;32(7):537-51
27. Boyde A, Knight PJ. Scanning electron microscope studies of the preparation of the embrasure walls of class II cavities. British dental journal. 1970;129(12):557-64.
28. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod. 1975;1(7):238-42.
29. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. Dent Mater. 2005;21(10):895-910.
30. Fujitani M, Morigami M, Hosoda H. Bond strength and wall adaptation of an advanced bonding system. J Conserv Dent. 1992;35:1428-1435.
31. Perdigao J. New developments in dental adhesion. Dent Clin North Am. 2007;51(2):333-357.
32. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MAC, Vieira LCC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. Quintessence Int Berl Ger 1985. 2002;33(3):213-224
33. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. Dent Clin North Am. 2002;46(2):211-245.
34. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent. 1992;5:81-94.
35. Summit JB RJ, Hilton TJ SR. Fundamentals Of Operative Dentistry. Üçüncü baskı. Quintessence Publishing, China. 2006;183-226.
36. Tarçın B. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bazı bonding ajanlarının adaptasyonlarının ve bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. 2005.
37. Garant PR. Oral Cells and Tissues. Quintessence Publishing Company. 448, 2003.

38. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent.* 1996;24(6):435–442.
39. Brännström M, Glantz PO, Nordenvall KJ. The effect of some cleaning solutions on the morphology of dentin prepared in different ways: an in-vivo study. *ASDC Journal of Dentistry for Children.* 1979;46(4):291–295.
40. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, vd. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24(4):492–501.
41. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25(5):355–372.
42. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751–770.
43. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg.* 1996;14(2):67–75.
44. 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):322–329.
45. Heymann H, Swift E, Ritter Jr A. *Dental Library-Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6th Edition. Mosby. 2012
46. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013;41(5):404-411.
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):118-132.
48. Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: A literature review. *Braz Dent J.* 2015;26(1): 3-10.
49. Oliveira SS, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall GW, Jr. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(4):376-383.

50. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015;43(7):765–776.
51. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Oper Dent*. 2017;42(2):59–70.
52. Perdigao J, Sezinado A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent*. 2012;25(3):153–158.
53. Jang JH, Lee MG, Woo SU, Lee CO, Yi JK, Kim DS. Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dent Mater J*. 2016;35(4):606–612.
54. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt KV, Lambrechts P, Meerbeek BV. Clinical effectiveness contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005;21(9):864–81.
55. Powers JM, Sakaguchi RL (eds). *Craig's Restorative Dental Materials*. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier. 2006.
56. Mitchell C. *Dental Materials in Operative Dentistry*. 2008.
57. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*. 1994;125(6):687–701.
58. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*. 2009;13(4):427–438.
59. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent*. 2009;34(6):697–702.
60. Ernst C-P, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig*. 2006;10(2):119–125.
61. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J*. 2009;28(1):102–112.
62. Rose K, Glaubitt W, Wolter H. Multifunctional (meth)acrylate alkoxy silanes a new type of reactive compounds. *Mat Res Soc Symp Proc*. 1992;271:719–724.

63. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25(6):810–819.
64. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21(1):68–74.
65. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(5):567–577.
66. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27(1):29–38.
67. Reyto R. Lasers and air abrasion. New modalities for tooth preparation. *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):189–206.
68. Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515–530.
69. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):447–451.
70. Gürkan G, Kansu Ö. Kavite Preparasyonunun Diş Yapısında Neden Olduğu Çatlakların Transilluminasyon Yöntemiyle İncelenmesi. *Hacettepe Üniv Dişhek Fak Derg.* 1989;134:203–206.
71. Kawahara H, Yamagami A. In vitro studies of cellular responses to heat and vibration in cavity preparation. *J Dent Res.* 1970;49(4):829–835.
72. Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Investig.* 1998;2(4):148–154.
73. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc* 1939. 2000;131(6):777–185.
74. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):833–860.
75. Olivi, Giovanni, Olivi, M. *Lasers in Restorative Dentistry: A Practical Guide.* 2015.
76. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. On the Quantum Mechanics of Radiation. *Phys Z.* 1917;18:121-128.

77. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in Dentistry. Chicago: Quintessence. 1995.
78. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. Nature. 1960;187:493–494.
79. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact Of The Laser On Dental Caries. Nature. 1964;203:417.
80. Snitzer E. Optical maser action of N³ in Ba crown glass. Phys Rev Letter. 1961;7:444.
81. Sullins KE. Lasers and wound healing: Practical uses. Clin Tech Equine Pract. 2004;3:182–187.
82. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. Aust Dent J. 2003;48(3):146–155.
83. Özbayrak S. Lazer Prensipleri, Biyolojik Etkileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı. İstanbul: E.S.C. ve Sharplan Lazerleri Türkiye Temsilciliği Ortadoğu A.Ş. Bilimsel Yayın Serisi. 1999.
84. Tuner J HL. Some Basic Laser Physics. The Laser Therapy Handbook. Grangesberg: Prima Books AB. 2004.
85. Fotona Lazer Çalışma El Kitabı. İdealdent teknolojik dental ürünler. 2010
86. Welch AJ, Torres JH, Cheong WF. Laser physics and laser-tissue interaction. Tex Heart Inst J Tex Heart Inst St Lukes Episcop Hosp Tex Child Hosp. 1989;16(3):141–149.
87. Carroll L, Humphreys TR. LASER-tissue interactions. Clinics in Dermatology. 2006;24(1):2–7.
88. Moritz A, Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity preparation. In: Moritz A, ed. Oral Laser Application. 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags. 2006;75-138.
89. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J. 2007;202(2):73–81.
90. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. Am J Dent. 2006;19(3):178–186.
91. Samo Pirnat. Versatility of an 810nm diode laser in dentistry: an overview. J of Oral Health and Laser Acad. 2007;4:1–9.
92. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. Dental Clinics of North America. 2004;48(4):771–794.

93. Aschheim KW. Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials. Elsevier Health Sciences. 2014;602
94. De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. J Adhes Dent. 2009;11(6):427–438.
95. Wintner E, Strassl M. Basic information on lasers. In: Moritz A, ed. Oral Laser Applications. 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags. 2006;1-55.
96. Bader HI. Use of lasers in periodontics. Dental Clinics of North America. 2000;44(4):779-91.
97. Moritz A, Doertbudak O, Gutknecht N, Goharkhay K, Schoop U, Sperr W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. J Am Dent Assoc. 1997;128(11):1525-30.
98. Benlioğlu Z. Golden Light Laser in Dentistry. Dental Medya. 2000;6:1:20-3
99. Dederich DN, Bushick RD; ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science; Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004;135(2):2:204-12
100. Van As G. Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am. 2004;48(4):1017-1059.
101. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. Caries Res. 2005;39(1):65-70.
102. Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Städtler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. J Clin Laser Med Surg. 1998;16(3):153-157.
103. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. J Dent Res. 1996;75(1):599-605.
104. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. Lasers Surg Med. 2002;31(3):164–170.
105. Kasnak G, Firatli E. Lazer Fiziği ve Lazer Uygulamalarında Temel Kavramlar. Türkiye Klinikleri Periodontoloji Özel Sayısı. 2016;2:1-6.

106. Cagidiaco MC, Ferrari M, Vichi A, Davidson CL. Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in class V and class II preparations. *Journal of Dentistry*. 1997;25(5):379-389.
107. O'Sullivan E, Barry S, Milosevic A, Brock G, Diagnosis. Prevention and Management of Dental Erosion. Royal College of Surgeon publications. 2013.
108. Kaidonis JA, 2008. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin. Oral. Invest.* 2008;12(1):21–26.
109. Addy M, Shellis RP. Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr. Oral Sci.* 2006;20:17–31.
110. Litonjua LA, Andreana S, Cohen RE. Toothbrush abrasions and noncarious cervical lesions: evolving concepts. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2005;26(11):767–768,770–774,776.
111. The Glossary of Prosthodontic Terms. Ninth edition. *J. Prosthet Dent.* 2017;117:1–105.
112. Rees J. The biomechanics of abfraction. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2006;220(1):69–80.
113. Barbour ME, Rees GD. The role of erosion, abrasion and attrition in tooth wear. *The Journal of clinical dentistry*. 2006;17(4):88–93.
114. Ermiş RB. 5. sınıf restorasyonların retansiyonunu etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2003;1:53–59.
115. He L-H, Xu Y, Purton DG. In vitro demineralisation of the cervical region of human teeth. *Arch Oral Biol.* 2011;56(5):512–519.
116. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent.* 1992;20(1):3-10.
117. Gupta A, Tavane P, Gupta PK, Tejolatha B, Lakhani AA, Tiwari R, Kashyap S, Garg G. Evaluation of Microleakage with Total Etch, Self Etch and Universal Adhesive Systems in Class V Restorations: An In vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(4):53-56.
118. Erens D, Farklı adeziv sistemlerin ve kompozit rezinlerin birbirleri arasında değiştirilerek kullanılmasının mikromakaslama dayanımı ve mikrosızıntı yönünden incelenmesi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniv. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim dalı. 2006.

119. Goldstein RE, Lamba S, Lawson NC, Beck P, Oster RA, Burgess JO. Microleakage around Class V Composite Restorations after Ultrasonic Scaling and Sonic Toothbrushing around their Margin. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29(1):41-48.
120. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J.* 1976;16(10):305-310.
121. Malekafzali B, Asnaashari M, Javadi F. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary canine teeth prepared with high-speed diamond bur, Er:YAG laser and Er,Cr:YSGG laser. *Laser therapy.* 2017;26(3):195–202.
122. Baygin O, Korkmaz FM, Arslan I. Effects of different types of adhesive systems on the microleakage of compomer restorations in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser in primary teeth. *Dental Materials Journal.* 2012;31(2):206-14.
123. Guéders A, Geerts S. Relationship between operator skill and in vitro microleakage of different adhesive systems in Class V restorations. *ISRN Dent.* 2011;2011:285624.
124. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):155-9.
125. Borsatto MC, Corona SA, Chinelatti MA, Ramos RP, de Sa Rocha RA, Pecora JD, et al. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er:YAG laser, and air abrasion. *Journal of Dentistry for Children (Chicago, Ill).* 2006;73(2):122-6.
126. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012;3(2):124-32.
127. Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ. Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Australian Dental Journal.* 2008;53(2):172-5.

128. Shafiei F, Memarpour M. Effect of Acid Etching on Long-term Microleakage of Nano Ionomer Restorations in Burand Laser-prepared Cavities in Primary Teeth. *Journal of Dentistry for Children (Chicago, Ill)*. 2015;82(1):3-9.
129. Hussain SM, Khan FR. In-Vitro Comparison Of Micro-Leakage Between Nanocomposite And Microhybrid Composite In Class V Cavities Treated With The Self-Etch Technique. *J Ayub Med Coll Abbottabad*. 2016;28(3):445-448.
130. Ritter AV. Posterior composites revisited. *J Esthet Restor Dent*. 2008;20(1):57–67.
131. Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. Resistance of cementum in Class II and V cavities to penetration by an adhesive system. *Dent Mater*. 1997;13(3):157-62.
132. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*. 1997;22(4):173–185.
133. Amarante de Camargo DA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, de Sousa Neto MD, Consani S. Influence of the methodology and evaluation criteria on determining microleakage in dentin-restorative interfaces. *Clin Oral Investig*. 2006;10(4):317–323.
134. Raskin A, Tassery H, D’Hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, vd. Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent*. 2003;16(3):207–210.
135. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent*. 1994;22(2):73–81.
136. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*. 2007;9:77–106.
137. Dallı Y, Ercan D, İnce Y, Çolak D, Bahşı D, Şahbaz D, Bağlar D. Termal Siklusun Mikrosızıntıya Etkisinin Sınıf V Kavitelere Kompozit Restorasyonlarda in vitro İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;2:105-113.
138. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 199;27(2):89-99.
139. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol

- exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308.
140. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F, 2001. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent.* 2001;26(6):603-8.
 141. Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Oper Dent.* 2000;25(6):526-533.
 142. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, VanMeerbeek B. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater.* 2005;21(11):999-1007.
 143. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-53.
 144. Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM, 2010. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent.* 2010;3(5):547-555.
 145. Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent.* 2003;16(2):120–124.
 146. Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil.* 1993;20(3):291–300.
 147. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech.* 2003;61(5):463–468.
 148. Watt IM. *The Principles and Practice of Electron Microscopy.* Cambridge University Press. 1997;506
 149. Pfeifer CSC, Braga RR., Cardoso PEC. Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations. *JADA.* 2006;137(2):197-202.
 150. Duke ES. The science and practice of dental adhesive systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(6):417-424.

151. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent.* 2004;6(3):227-32.
152. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers in surgery and medicine.* 2006;38(6):615–623.
153. García Mari L, Climent Gil A, LLena Puy C. In vitro evaluation of microleakage in Class II composite restorations: High-viscosity bulk-fill vs conventional composites. *Dental materials journal.* 2019;38(5):721–727.
154. Baghalian A, Nakhjavani YB, Hooshmand T, Motahary P, Bahramian H. Microleakage of Er:YAG laser and dental bur prepared cavities in primary teeth restored with different adhesive restorative materials. *Lasers in medical science.* 2013;28(6):1453–1460.
155. Ozel E, Tuna EB, Firatli, E. The effects of cavity-filling techniques on microleakage in class II resin restorations prepared with Er:YAG laser and diamond bur: A scanning electron microscopy study. *Scanning.* 2016;38(5):389–395.
156. Yaman BC, Guray BE, Dorter C, Gomeç Y, Yazıcıoğlu O, Erdilek D. Effect of the erbium:yttrium-aluminum-garnet laser or diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of class V cavities restored with different adhesives and composite systems. *Lasers Med Sci.* 2012;27(4):785-794.
157. Ozel E, Tuna EB, Firatli S, Firatli E. Comparison of total-etch, self-etch, and selective etching techniques on class V composite restorations prepared by Er:YAG laser and bur: a scanning electron microscopy study. *Microscopy research and technique.* 2016;79(10): 998–1004.
158. Ghandehari M, Mighani G, Shahabi S, Chiniforush N, Shirmohammadi Z. Comparison of microleakage of glass ionomer restoration in primary teeth prepared by Er: YAG laser and the conventional method. *J Dent (Tehran, Iran).* 2012;9(3):215-20.
159. Youssef Sanhadji El Haddar, Sibel Cetik, Babak Bahrami, Ramin Atash, "A Comparative Study of Microleakage on Dental Surfaces Bonded with Three Self-

- Etch Adhesive Systems Treated with the Er:YAG Laser and Bur",BioMed Research International. 2016;6.
160. Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of Two Bulk-fill and One Conventional Composite in Class II Restorations of Primary Posterior Teeth. Journal of dentistry. 2017;14(3):123–131.
161. Wakwak M. Microleakage Evaluation of Class V Resin Composite Restorations with Fluoride Iontophoresis Application on Tooth surface-an in vitro study. Al-Azhar Dental Journal for Girls. 2020;7(3):337-343.
162. Peker S, Giray FE, Durmus B, Bekiroglu N, Kargül B, Özcan M. Microleakage in class V cavities prepared using conventional method versus Er: YAG laser restored with glass ionomer cement or resin composite. J Adhes Sci Technol. 2017;31:509-19.
163. Meral E, Yazıcı A., Baseren N.The Effect Of Laser Preparation On Microleakage Of Glass Ionomer-Based Restoratives. Clinical Dentistry And Research. 2020;44(1):3-11
164. Kalyoncu IO, Eren-Giray F, Huroglu N, Egil E, Tanboga I. Microleakage of Different Adhesive Systems in Primary Molars Prepared by Er: YAG Laser or bur. Niger J Clin Pract. 2018;21(2):242-247.
165. Özsevik A , Sürmelioglu D , Tosun S , Bacaksız B , Şirin Karaarslan E . The Effect of Silane Content on Microleakage of the Adhesive Systems. Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi. 2015;1:13-19.
166. Motevaselian F, Yassine E, Mirzaee M, Kharazifard MJ, Heydari S, Shafiee M. In Vitro Microleakage of Class V Composite Restorations in Use of Three Adhesive Systems. J Islam Dent Assoc Iran. 2016;28(1):14-19.
167. Durhan MA, Onur ŞG, Giray FE, Tanboğa İ. Effects Of Er,Cr:Ysgg Laser on Microleakage of a Self-Etch Adhesive System. Cumhuriyet Dent J 2019;22(2):185-191.
168. Demirbuğa S, Balkaya H , Aydınbelge M. Sınıf V Kavitelerde Akışkan Liner Uygulanmasının Mikrosızıntı Üzerine Etkisi . Sağlık Bilimleri Dergisi. 2017; 26(3):216-222 .

169. Yıkılğan İ, Akgül S, Kuşoğlu A, Bala O, Ömürlü H, Türköz M. Farklı kaide materyali kullanımının sınıf V restorasyonların mikrosızıntısı üzerine etkisi . *Acta Odontologica Turcica*. 2017;34(1):31-37
170. Tuna EB., Ozel E, Kasimoglu Y, Firatli E. Investigation of the Er: YAG laser and diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of Class V cavities restored with different flowable composites. *Microscopy Research And Technique*. 2017;80(5):530-536.
171. Adi A, Altinawi M. Marginal microleakage evaluation of class II bulk-fill composite restorations in primary molars – in vitro study. *Journal of Stomatology*. 2020;73(2):74-80.
172. Soares GP, Silva GG, Ambrosano GM, Lima DA, Marchi GM, Lovadino JR, Aguiar FH. Effect of polymerization mode and time of adhesive system on microleakage in composite resin restorations. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2014;5(4):289–294.
173. Wang Y, Liu J, Zhu MY, Han JL. [Effect of different polishing time on microleakage of resin composite restorations]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2011;20(5):482-485.
174. Mirzakoucheki Boroujeni P, Barekatin M, Fattahi P, Fatemi A, Zahraei L, Sharafi A et al . The Effect of Finishing and Polishing Time on Microleakage of Composite Restorations. *J Islam Dent Assoc Iran*. 2013;25(4):272-277
175. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*. 2003;17(4):337-41.
176. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent*. 2002;27(6):628–635.
177. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2004;2:143–151.
178. Delmé KI, De Moor RJ. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(5):393–401.

179. Chaitra TR, Subba Reddy VV, Devarasa GM, Ravishankar TL. Microleakage and SEM Analysis of Flowable Resin Used as a Sealant Following Three Fissure Preparation Techniques – An *in vitro* Study. J Clin Pediatr Dent. 2011; 35(3):277–282.
180. Lopes RM, Trevelin LT, da Cunha SRB, de Oliveira RF, de Andrade Salgado DMR, de Freitas PM, vd. Dental Adhesion to Erbium-Lased Tooth Structure: A Review of the Literature. Photomed Laser Surg. 2015;33(8):393–403



