



T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FİBERLE DESTEKLENMİŞ BİR KOMPOZİT REZİNİN FARKLI DENTİN
NİTELİKLERİ VE PREPARASYON YÖNTEMLERİNDEKİ BAĞLANMA
DAYANIMININ GELENEKSEL VE BULK-FILL KOMPOZİTLERLE
KARŞILAŞTIRILMASI

Hazırlayan
Dt.Merve AĞACCIOĞLU

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Doç.Dr.Emine ŞİRİN KARAARSLAN

TOKAT – 2017

FİBERLE DESTEKLENMİŞ BİR KOMPOZİT REZİNİN FARKLI DENTİN
NİTELİKLERİ VE PREPARASYON YÖNTEMLERİNDEKİ BAĞLANMA
DAYANIMININ GELENEKSEL VE BULK-FILL KOMPOZİTLERLE
KARŞILAŞTIRILMASI

Tezin Kabul Ediliş Tarihi : ..07... / ..03... / ...2017

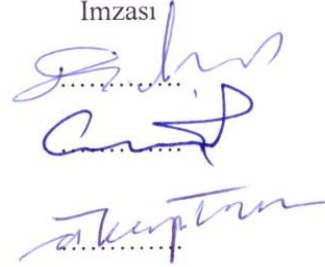
Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr. Didem EREN

Üye : Doç.Dr. Emine ŞİRİN KARAARLAN

Üye : Yrd.Doç.Dr.Alper KAPDAN

İmzası



Bu tez, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 08 /08 / 2017 tarih ve 22.2 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

DEKAN
Prof.Dr.Mucahit EĞRİ



T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

07/09/2017

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Dt. Merve AĞACCIOĞLU

İmzası



TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana yardımcı olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a;

Hem lisans hem de uzmanlık öğrenim yıllarında üzerimde emeği olan, tez konumun belirlenmesi ve proje hazırlama aşamalarındaki danışman hocam ve aynı zamanda kişisel hayatımda da bir ilham kaynağı ve rehber olarak gördüğüm değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Fatma AYTAÇ'a;

Hem lisans hem de uzmanlık öğrenimimde akademik katkılarıyla yardım ve desteğini esirgemeyen; hakkını ödeyemeyeceğim kıymetli hocam Yrd. Doç. Dr. İsmail ÖZKOÇAK'a;

İstatistiksel analizlerde yardımcı olan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın Yrd. Doç. Dr. Osman DEMİR'e;

Asistan arkadaşlarım Uzm.Dt.Mehmet BULDUR, Araş.Gör. Begüm Büşra CEVVAL ÖZKOÇAK ve Araş.Gör.Zülal TEKİROĞLU'na;

Bir arada çalışmaktan keyif aldığım tüm asistan arkadaşlarım ve sevgili personelimize;

Sevgi, şefkat ve fedakarlıklarla beni ve kardeşlerimi yetiştirerek, bizden hiçbir zaman destek ve dualarını esirgemeyen sevgili annem Seher ve babam Mehmet AĞACCIOĞLU'na, en yakın arkadaşım ve biricik ablam Nurten Tonbuloğlu'na, sevgili ağabeyim ve kardeşlerime sonsuz sevgi, saygı ve şükranlarımı sunuyorum.

Dt.Merve AĞACCIOĞLU.

ÖZET

FİBERLE DESTEKLENMİŞ BİR KOMPOZİT REZİNİN FARKLI DENTİN NİTELİKLERİ VE PREPARASYON YÖNTEMLERİNDEKİ BAĞLANMA DAYANIMININ GELENEKSEL VE BULK-FILL KOMPOZİTLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu çalışmada fiberle desteklenmiş bir kompozit rezinin farklı dentin nitelikleri, adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Önemi: Klinik başarı için önemli bir özellik olan bağlanma dayanımını etkileyebilecek, farklı preparasyon teknikleri, dentin nitelikleri ve adeziv sistemleri koşulları birarada incelenerek güncel bir materyal olan fiberle desteklenmiş kompozit rezin materyalinin bağlanma dayanımı geleneksel kompozit rezinler eşliğinde, günümüzde gittikçe popülerlik kazanan bulk-fill bir materyalle kıyaslanıp değerlendirilerek literatüre katkıda bulunulacaktır.

Yöntem: Oklüzal dentinleri açığa çıkarılan 240 adet, üçüncü molar dişlerin bukkolingual orta hatlarından bir yarısını açıkta bırakılacak şekilde tırnak cilası ile izole edildi. Dişler demineralizasyon solüsyonunda (pH 4.5) bekletildi. Cilaları mekanik olarak uzaklaştırılan dişler akrilik rezin bloklara gömüldü. Her bir kompozit grubuna ait örneklerin yarısına frez, diğer yarısına Er:YAG lazer ile preparasyon yapıldı. Alt gruplara ait adeziv sistemlerin uygulanmasını takiben kompozit rezinler (Filtek Z250, G-aenial Posterior, SonicFill 2, Ever X Posterior) uygulandı (n=10). 10 000 termal siklus döngüsüyle yapay yaşlandırmaya maruz bırakılan örneklerin makaslama bağlanma dayanımları, universal test cihazı kullanarak belirlendi, stereomikroskop görüntüleri ile başarısızlık tipleri tespit edildi. SEM görüntüleri x1 000 büyütmede alındı.

Bulgular: Dentin yüzeyinin farklılığı bağlanma dayanımını etkilerken ($p<0.05$), farklı preparasyon teknikleri anlamlı değişiklik ortaya koymamıştır ($p>0.05$). Tri-S Bond, Single Bond ve

SE Bond'dan anlamlı düşük değerler göstermiştir ($p<0.05$). En yüksek bağlanma dayanımı değerlerine EverX Posterior sahip olmuştur.

Sonuçlar: Kompozit rezinler içinde genel olarak en iyi sonuçları EX verirken, bunu GP takip etmiştir, Z250 ve SF 2 arasında anlamlı farklılık görülmemiştir. Böylece fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerin gelişmiş mekanik özelliklerinin yanında bu alışmanın kısıtlamaları dahilinde bağlanma dayanımı sonuçlarının da başarılı olduğunu söylemek mümkündür.

Anahtar Kelimeler: EverX Posterior, SonicFill 2, makaslama bağlanma dayanımı, etkilenmiş dentin, SEM.

ABSTRACT

BOND STRENGTH COMPARISON OF A FIBER REINFORCED COMPOSITE RESIN WITH TRADITIONAL AND BULK-FILL COMPOSITE RESINS UNDER DIFFERENT DENTIN CONDITIONS AND PREPARATION TECHNIQUES

Aim: In this study, it was aimed to compare the bond strength of a fiber reinforced composite resin with traditional and bulk-fill composite resins under different dentin conditions and preparation techniques.

Significance: Cavity preparation methods, dentin conditions and adhesive systems are the parameters that affect bond strengths of restorative materials which is an important quality for clinical success. This study will attribute an evaluation of these parameters, comparing the bond strengths of fiber reinforced composite resin with traditional composite resins and a bulk-fill composite resin that has a growing popularity.

Methods: 240 third molar teeth, with the exception of one half of the occlusal dentin surfaces, were isolated with an acid resistant nail varnish and stored in a demineralisation solution (pH 4.5). After mechanical removal of the varnish teeth were buried in acrylic resin blocks. For every composite resin group, one half of the specimens prepared with diamond bur and other half with Er:YAG laser. Then the specimens were divided into three adhesive system applications followed by composite resin restorations (Filtek Z250, G-aenial Posterior, SonicFill 2, Ever X Posterior) (n=10). Shear bond strengths were measured using a universal testing device and failure types were determined with stereomicroscope images. SEM images were obtained in x1 000 magnification.

Results: Dentin surface difference affected the bond strength results ($p < 0.05$) whereas there were no significant difference between cavity preparation methods ($p > 0.05$). Tri-S Bond groups

showed significantly lower results than Single Bond and SE Bond groups ($p < 0.05$). EverX Posterior showed the highest bond strength results.

Conclusion: EverX Posterior showed the highest bond strength results followed by GP; there were no significant difference between Z250 and SF 2. Thus, it was possible to say within the limitations of this study, fiber reinforced composite resin had successful bond strength results in addition to its improved mechanical properties.

Key Words: EverX Posterior, SonicFill 2, shear bond strength, caries affected dentin, SEM.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.Dentinin Yapısal Özellikleri ve Dentin Çürüğü.....	4
2.1.1. Dentinin Yapısal Özellikleri.....	4
2.1.2. Dentin Çürüğü.....	5
2.1.3. Yapay Çürük Oluşturma Metotları	6
2.1.4. DIAGNOdent.....	7
2.2.Kavite Preparasyonunda Kullanılan Yöntemler.....	8
2.2.1. Döner Aletler ile Kavite Preparasyonu.....	9
2.2.2. Air Abrazyon ve Air Polishing ile Kavite Preparasyonu.....	10
2.2.3. Ultrasonik ve Sono-abrazyon Yöntemleriyle Kavite Preparasyonu.....	11
2.2.4. Kemo-mekanik Yöntemlerle Kavite Preparasyonu.....	11
2.2.5. Fotoablasyon ile Kavite Preparasyonu.....	13
2.3. Adeziv Sistemler ve Dentin İlişkisi.....	16
2.3.1. Adezyon ve Adeziv Sistemler.....	16
2.3.2. Dentin ve Adezyon.....	21

2.4. Restoratif Materyallerde Yeni Yaklaşımlar.....	22
2.4.1. Kompozit Rezin Materyaller.....	22
2.4.2. Bulk-fill Kompozit Rezinler.....	26
2.4.3. Fiberle Desteklenmiş Kompozit Rezinler.....	28
2.5. Bağlanma Dayanımı.....	29
2.5.1. Çekme Testleri.....	30
2.5.1.1. Makro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi.....	31
2.5.1.2. Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi.....	31
2.5.2. Makaslama Testleri.....	31
2.5.2.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	32
2.5.2.2. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	32
2.5.3. Push-out Testi.....	33
2.5.4. Yorgunluk ve Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	33
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	35
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanışı.....	35
3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	47
3.3. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi.....	48
3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM) Görüntülemesi.....	48
3.5. İstatistiksel Analiz.....	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	51
4.1.1. Kompozit Rezinlerin Bağlanma Dayanımlarının Kendi Alt Grupları Arasında Değerlendirilmesi.....	55
4.1.2. Kompozit Rezinlerin Bağlanma Dayanımlarının Birbirleri Arasında Değerlendirilmesi.....	61

4.1.2.1. Sağlam Dentinde Preparasyon+Adeziv Sistem Koşullarının Kompozit Rezinler Arasında Değerlendirilmesi.....	61
4.1.2.2. Etkilenmiş Dentinde Preparasyon+Adeziv Sistem Koşullarının Kompozit Rezinler Arasında Değerlendirilmesi.....	62
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	63
4.1.1. Kompozit Rezin Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirilme.....	65
4.1.2. Preparasyon Yöntemi Farklılıklarına göre Değerlendirme.....	65
4.1.3. Adheziv Sistem Farklılıklarına göre Değerlendirme.....	66
4.1.4. Dentin Niteliği Farklılıklarına göre Değerlendirme.....	67
4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Görüntülerinin Değerlendirilmesi....	68
4.3.1. Z250 grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi.....	68
4.3.2. GP grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi.....	71
4.3.3. SF 2 grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi.....	74
4.3.4. EX grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi.....	77
5. TARTIŞMA.....	81
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	98
KAYNAKLAR.....	99
EKLER.....	118
Ek-1.....	118
Ek-2.....	119
ÖZGEÇMİŞ.....	121

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Adeziv sistemlerdeki gelişmelerin kronolojik tarihçesi ve sınıflandırması.....	18
Tablo 2.2: Kompozit rezinlere ait gelişmelerin kronolojik sıralaması.....	25
Tablo 2.3: Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	26
Tablo 3.1: Test gruplarının şematik görünümü.....	39
Tablo 3.2: Adeziv sistem materyallerinin özellik ve uygulama prosedürleri.....	43
Tablo 3.3: Kompozit rezin materyaller ve özellikleri.....	45
Tablo 4.1: ANOVA tablosu (Dört yönlü varyans analizi).....	51
Tablo 4.2: Bağlanma dayanımının değişkenler yönünden dağılımı.....	52
Tablo 4.3: Bağlanma dayanımının kompozit rezinlerde ‘preparasyon+adeziv’ kombinasyonları ve farklı dentin niteliklerine göre dağılımı.....	56
Tablo 4.4: Kompozit rezinlerin adeziv sistem gruplarında farklı dentin nitelikleri ve preparasyon tekniklerine ait bağlanma dayanımlarının dağılımı.....	58
Tablo 4.5: Dentin nitelikleri ve preparasyon teknikleri gruplarında farklı adeziv sistem ve kompozit rezinlere göre bağlanma dayanımlarının dağılımı.....	60

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Dentinin çürükten etkilenme aşamaları.....	6
Şekil 2.2: Lazer doku etkileşiminin şematik görünümü.....	14
Şekil 2.3: İki aşamalı total etch adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakası ile etkileşimi.....	19
Şekil 2.4: İki aşamalı self etch adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakası ile etkileşimi.....	20
Şekil 2.5: Polimerizasyon aşamaları.....	24
Şekil 3.1: Test örneklerinin hazırlanma aşamaları.....	36
Şekil 3.2: Stereomikroskop cihazı.....	36
Şekil 3.3: a. Etüv. b. Örneklerin etüvde bekletilmesi.....	37
Şekil 3.4: Lazer floresens teşhis yöntemi için kullanılan cihaz.....	38
Şekil 3.5: Lazer floresens teşhis yöntemi ile demineralizasyon değeri ölçülmesi.....	38
Şekil 3.6: Er:YAG lazer cihazı.....	41
Şekil 3.7: a. Frez ile preparasyon. b. Er:YAG lazer ile preparasyon.....	41
Şekil 3.8: Adeziv sistemler.....	42
Şekil 3.9: SonicFill aktivasyon başlığı.....	44
Şekil 3.10: Kompozit rezin materyaller.....	44
Şekil 3.11: Tüm çalışma gruplarına ait örneklerin görünümü.....	46
Şekil 3.12: Termal siklus cihazı.....	46
Şekil 3.13: Üniversal test cihazı.....	47

Şekil 3.14: Test örneğinin üniversal test cihazına yerleştirilmesi.....	48
Şekil 3.15: Vakum cihazı.....	49
Şekil 3.16: Görüntüleme öncesi vakumlanıp Au-Pd kaplama yapılmış örnekler.....	49
Şekil 3.17: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	50
Şekil 4.1: Tüm gruplara ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	54
Şekil 4.2: Test gruplarına ait başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.....	64
Şekil 4.3: Kompozit rezinlere göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.....	65
Şekil 4.4: Preparasyon tekniklerine göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı....	66
Şekil 4.5: Adeziv sistemlere göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.....	67
Şekil 4.6: Dentin niteliklerine göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.....	67
Şekil 4.7: a. Z250'nin 'frez+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. b. Z250'nin 'frez+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....	68
Şekil 4.8: a. Z250'nin 'frez+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. b. Z250'nin 'frez+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4.9: a. Z250'nin 'frez+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. b. Z250'nin 'frez+ Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4.10: a. Z250'nin 'lazer+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. b. Z250'nin 'lazer+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....	70
Şekil 4.11: a. Z250'nin 'lazer+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. b. Z250'nin 'lazer+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....	70

- Şekil 4. 12: a.** Z250'nin 'lazer+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** Z250'nin 'lazer+ Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....71
- Şekil 4. 13: a.** GP'nin 'frez+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'frez+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....71
- Şekil 4.14: a.** GP'nin 'frez+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'frez+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....72
- Şekil 4.15: a.** GP'nin 'frez+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'frez+ Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....72
- Şekil 4.16: a.** GP'nin 'lazer+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'lazer+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....73
- Şekil 4.17: a.** GP'nin 'lazer+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'lazer+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....73
- Şekil 4.18: a.** GP'nin 'lazer+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** GP'nin 'lazer+ Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....74
- Şekil 4.19: a.** SF 2'nin 'frez+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'frez+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....74
- Şekil 4.20: a.** SF 2'nin 'frez+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'frez+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....75
- Şekil 4.21: a.** SF 2'nin 'frez+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'frez+Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....75
- Şekil 4.22: a.** SF 2'nin 'lazer+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'lazer +Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....76

- Şekil 4.23:** **a.** SF 2'nin 'lazer+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'lazer +SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....76
- Şekil 4.24:** **a.** SF 2'nin 'lazer+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin 'lazer + Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....77
- Şekil 4.25:** **a.** EX'in 'frez+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'frez+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....77
- Şekil 4.26:** **a.** EX'in 'frez+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'frez+SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....78
- Şekil 4.27:** **a.** EX'in 'frez+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'frez+ Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....78
- Şekil 4.28:** **a.** EX'in 'lazer+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'lazer +Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....79
- Şekil 4.29:** **a.** EX'in 'lazer+SE Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'lazer +SE Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....79
- Şekil 4. 30:** **a.** EX'in 'lazer+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** EX'in 'lazer + Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.....80

KISALTMALAR DİZİNİ

Er:YAG: Erbium:Yttrium-aluminium-garnet

mm: Milimetre

%: Yüzde

mmHg: Milimetre-civa

cmH₂O: Santimetre-su

mm²: Milimetrekare

µm: Mikrometre

mW: Miliwatt

pH: Power of Hidrojen- Ortamın asiditesi

ART: Atravmatik Restoratif Tedavi

Rpm: Rotation per minute (Dakikadaki devir sayısı)

kHz: Kilohertz

N: Newton

NMG: N-monokloroglisin

NMAB: N-monokloroaminobutirik asit

M: Molarite (mol/L)

NaCl: Sodyum Klorit

NaOH: Sodyum Hidroksit

LASER: Light Amplification by stimulated by Emmission of Radiation (Radyasyon salınımının emisyonunun uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması)

Nd:YAG: Neodymium: Yttrium-aluminium-garnet

CO₂: Karbondioksit

ArF: Argon:Freon

XeCl: Xenon:Klorin

UV: Ultraviyole, mor ötesi.

Er,Cr:YSGG: Erbium, Chromium-doped: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet

FDA: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi

nm: Nanometre

NPG-GMA: N- fenilglisin-glisidil metakrilat

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

AD: Adhesion- Decalcification Concept (Adezyon- Dekalsifikasyon kavramı)

Ca: Kalsiyum

4-META: 4-Metakriloksetil trimellitat anhidrit

10-MDP: 10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat

C-C: Karbon-karbon bağı

Bis-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

MMA: Metilmetakrilat

PMMA: Polimetilmetakrilat

EGDMA: Etilen Glikol Dimetakrilat

LED: Light Emitting Diode (Işık yayan Diyot)

DE: Dentinoenamel

E: Elektriksel

MPa: Megapaskal

ISO: International Standards Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

°C: Santigrat

sn: Saniye

mM: Milimol

ml: Mililitre

cm: Santimetre

n: number/sayı

mJ: Milijoule

W: Watt

HEMA: Hidroksietil metakrilat

α : Alfa

ω : Omega

dk: Dakika

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

EDTA: Etilendiamin Tetraasetik asit

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

Au: Altın

Pd: Palladyum

SDR: Smart Dentin Replacement

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, diş sert dokusunun yıkımı ve lokalize çözünmesiyle sonuçlanan mikrobiyolojik ve enfeksiyöz bir hastalıktır. Mine dokusunun başlangıç demineralizasyonlarının ilerlemesiyle dentin çürüğü gelişir. Dentin çürüğü tabakalarından saydam ve subtransparent dentin tabakaları etkilenmiş dentin tabakasını oluştururlar (Heymann, Swift, & Ritter, 2013). Etkilenmiş dentin tabakası, demineralize ancak bakterilerin invaze olmadığı ve diş çürüğünün tedavisi sırasında yüzeyle uzaklaştırılması gerekmeyen bir yapıdır.

Dolayısıyla diş çürüğü sebebiyle çürük dokusu ve dolgu maddesine yeterli mesafe sağlamak için bir miktar sağlam dokunun farklı yöntemlerle kaldırılmasıyla oluşturulan kaviteğin çoğunluğunda etkilenmiş dentin tabakası bulunmaktadır. Bu durum kullanılan restoratif materyallerin adeziv sistemler aracılığıyla bu tabakalara bağlanma etkinliğini, uzun dönem klinik başarıda öne çıkarmaktadır (Koyuturk ve ark, 2014).

Farklı kavite preparasyonu yöntemleriyle elde edilen yüzeylerin yapı ve özellikleri de farklılık göstermektedir. Geleneksel olarak kullanılan döner aletlerle frez preparasyon yönteminin yanında etkin ve seçici doku uzaklaştırması sağlayan Er:YAG (Erbiyum:Yttrium-aluminium-garnet) lazer kullanımı kabul gören bir alternatiftir (Koyuturk ve ark, 2014). Lazerlerin bu amaçla kullanılmalarının daha az ses ve titreşim oluşturmak, mikrofraktür oluşumunu engellemek ve dentin üzerinde oluşturduğu spesifik morfolojik değişikliklerle postoperatif hassasiyeti önlemek gibi avantajları vardır (Uysal & Güler, 2012). Lazer ile kavite hazırlanması sonrası dentin yüzeyinde smear tabakasının oluşmaması ve açık dentin tübülleri oluşmasıyla sonuçta meydana gelen mikrodüzensizlikler adeziv sistemlerle (bonding ajanlar) kompozit rezin restoratif materyallerin diş dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanmalarına elverişli koşullardır (Güven & Aktoren, 2015).

Günümüzde en sık kullanılan restoratif materyallerden olan fotopolimerizan kompozit rezin materyallerde gelişmeler devam etmektedir. Dental materyalleri güçlendirmek için cam fiberlerin kullanılması konusundaki çalışmalar uzun yıllardır devam etmektedir. Son yıllarda arka grup dişlerin geleneksel kompozit restorasyonlarında sık görülen kırılma başarısızlıklarını önlemek amacıyla geliştirilmiş fiberle desteklenmiş yeni bir kompozit rezin materyal tanıtılmıştır (Fráter ve ark, 2014). Literatürde bu restoratif materyalin fiziksel özelliklerini değerlendiren çalışmalar vardır ancak bağlanma dayanımını inceleyen çalışma azdır.

Kompozit materyallerdeki güncel gelişmelerden bir diğeri ise bulk-fill kompozit rezin adını alan, arka grup dişlere kompozit materyalin tek tabaka halinde yerleştirilmesini sağlayan materyallerdir. Bu materyaller 4 mm kalınlığa kadarki bir tabakada uygulanabilirler, böylece geleneksel olarak yaklaşık 2mm kalınlıkta materyal yerleştirilen, zaman tüketen tabakalama süreci elimine edilmektedir (Leprince ve ark, 2014). Bulk-fill materyaller içinde de gelişmeler devam etmektedir. Bir sonik aktivasyon başlığıyla kullanılarak akıcılığı kaviteye yerleştirilirken artırılan sonik aktivasyonlu bulk-fill bunlardan biridir. Tabakalama tekniğinin dezavantajlarının ortadan kalktığı bu materyallerin polimerizasyon etkinlikleri ve fiziksel özellikleri ilgi çeken konulardır.

Bağlanma dayanımı testleri, restoratif materyallerin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik başarılarının değerlendirilmesinde sıkça kullanılan yöntemlerdir. Bağlanma dayanımı değerleri su içeriği, smear tabakasının varlığı veya yokluğu, dentin geçirgenliği, dentin tübüllerinin yüzeye ilişki durumu gibi faktörlerden etkilenmektedir (Cardoso ve ark, 2011). Dentinin nemli ve kompleks yapısı sebebiyle başarılı bağlanma sağlamak güçtür. Bu amaçla adeziv sistem teknolojisinde gelişmeler halen devam etmektedir ve günümüzde self-etch adeziv sistemlere olan ilgi artmaktadır. Smear tabakası ile etkileşim farklılıklarına ve içeriklerine göre adeziv sistemler kompozit rezin restorasyonların bağlanma dayanım değerlerini etkilemektedir (Giannini ve ark, 2015).

Güncel teknolojilerin diş hekimliğine uygulanmasıyla geliştirilen fiber kompozitlerin hedefi kırılmaya dayanıklı arka grup diş restorasyonları elde edebilmektir. Arka grup dişlerin restorasyonlarında bu kompozitlerin geleneksel kompozitlerin yerini alabilmeleri için uzun dönem klinik başarı göstererek kabul edilebilir bağlanma dayanımına sahip olmaları gereklidir. Bu bilgilere dayanarak bu çalışmanın amacı, fiberle desteklenmiş yeni bir kompozit rezinin farklı dentin nitelikleri, adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılmasıdır. Araştırmamızın sonuçları fiberle desteklenmiş kompozitlerin farklı koşullarda kullanımı ile ilgili klinisyenlere bilgiler sunacak ve in vivo çalışmalara ışık tutacaktır. Araştırmanın hipotezleri;

1. Fiberle desteklenmiş kompozit rezinin sağlam dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımları geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle benzer sonuçlar gösterecektir.
2. Fiberle desteklenmiş kompozit rezinin etkilenmiş dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımları geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle benzer sonuçlar gösterecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dentinin Yapısal Özellikleri ve Dentin Çürüğü

2.1.1. Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin kron seviyesinde mine, kök seviyesinde sement dokusunun altında yer alıp pulpa odası ve kök kanallarını çevreleyen diş dokusudur. Dentin boyut, sayı ve duvar kalınlıkları pulpadan mineye doğru değişen dentin tübüleri; bu tübüleri çevreleyen peritübüler dentin ve peritübüler dentinlerin arasını dolduran intertübüler dentin yapılarından oluşmaktadır (Zhang ve ark, 2014). Dentin minenin aksine ağırlıkça %70 inorganik (mineral), %18 organik, %12 su (Dayangaç, 2011), %50 (hacimce) kalsiyum fosfat (hidroksiapatit) ve %30 (hacimce) organik materyal (temel olarak tip I kollajen) ve %20 (hacimce) sıvı içerdiğinden canlı bir dokudur (Anusavice ve ark, 2013).

Dentinin inorganik yapısında yer alan altıgen (hekzagonal) yapıdaki dentin kristalleri 3-30nm çapında ve yaklaşık 50nm uzunluğundadır. Dentinde kalsiyum, fosfat ve hidroksil iyonları dışındaki iyonların yüzdelik oranları mineden daha fazladır. Dentinin organik matrisi, yaklaşık 300nm uzunluğunda ve 1.5nm çapında, polipeptit zincirlerin üçlü sarmalı şeklinde yapıya sahip kollajen liflerden meydana gelmektedir. Ayrıca matrisin özelliklerini belirleyen fosfoproteinler, fosfolipidler ve proteoglikanlar gibi çok sayıda non-kollajen bileşenler mevcuttur (Fejerskov ve ark, 2016).

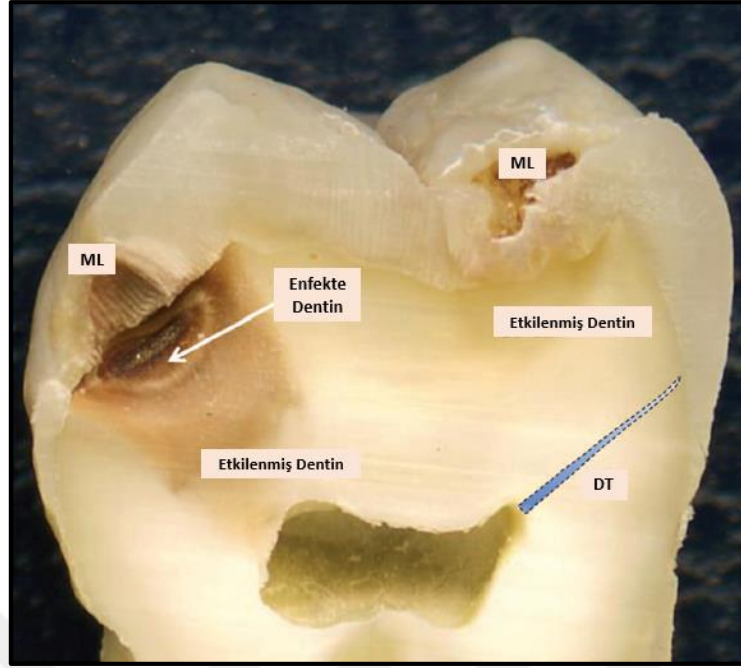
Dentin yapısında çapları değişiklik gösteren, içi pulpal basıncındaki (ortalama değeri 25-30mmHg veya 34-40cmH₂O) değişimlere bağlı olarak pulpaya göre içeri ya da dışarı doğru hareket eden dentin sıvısı ile dolu dentin tübüleri bulunmaktadır (Heymann, Swift & Ritter, 2013). Yüzeysel dentinde %96 intertübüler dentin, %3 peritübüler dentin ve %1 su bulunurken; pulpa yakınındaki derin dentinde %12 intertübüler dentin, %66 peritübüler dentin ve %22 oranında da su bulunmaktadır. Tübüller, pulpa yakınındaki dentinin hacimce

%28'ini, mine-dentin sınırındaki dentininin ise %4'ünü oluşturur. Ayrıca pulpa yakınındaki tübül sayısı (mm^2 'de 45.000) ve çapı ($25\mu\text{m}$), mine-dentin sınırındaki tübül sayısı (mm^2 'de 20.000) ve çapına ($0.8\mu\text{m}$) oranla daha fazladır (Dayangaç, 2011).

2.1.2. Dentin Çürüğü

Diş çürüğü, diş sert dokusunun yıkımı ve lokalize çözünmesiyle sonuçlanan mikrobiyolojik ve enfeksiyöz bir hastalıktır (Heymann, Swift & Ritter, 2013). Diş yapısının bakterilerin karbonhidrat fermentasyonu sonucu oluşan organik asitler tarafından demineralizasyonunu ve organik matris yıkımı süreçlerini içermektedir (De Carvalho ve ark, 2013). Dentin çürüğü ise, mine dokusunun başlangıç demineralizasyonlarının ilerlemesiyle gelişmektedir. Çürük dentin enfekte yüzeyel dış tabaka ve çürükten etkilenmiş iç tabakadan oluşmaktadır (Şekil 2.1) (Pinna ve ark, 2015). Dentin çürüğü dış yüzeyden pulpaya doğru sırasıyla enfekte olmuş dentin, turbid (bulanık) dentin, saydam dentin, subtransparent ve normal dentin olmak üzere beş tabakadan oluşur. Saydam ve subtransparent dentin tabakalarından oluşan etkilenmiş dentin tabakası demineralize ancak bakterilerin invaze olmadığı ve diş çürüğünün tedavisi sırasında yüzeyden uzaklaştırılması gerekmeyen bir yapıdır (Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Dentin çürüğünde organik matris yüzeyi, inorganik yapıya ait apatit kristaller tarafından korunduğundan enzimatik faaliyetlerle matris parçalanmazken, mineral faz asit atakları sırasında kısmen çözünmektedir (Fejerskov ve ark, 2016). 1970'lerin sonlarında Fusayama, remineralize olma potansiyeline sahip bu canlı ve etkilenmiş tabakanın bırakılarak, sadece dıştaki geri dönüşümsüz şekilde demineralize olmuş, cansız, enfekte dentin tabakasının uzaklaştırılmasını önermiştir (Wilson, 2013).



Şekil 2.1. Dentinin çürükten etkilenme aşamaları. ML; mine lezyonu, DT; dentin tübüleri ve şematik olarak dentin tübüllerinin çapının pulpaya yaklaştıkça genişlemesi (Tjaderhane, 2015).

2.1.3. Yapay Çürük Oluşturma Metotları

Günümüzde diş çürüğü yönetimi konservatif ve önleyici yaklaşımları içerdiğinden kısmi çürük uzaklaştırma öne çıkan bir konu olmaktadır. Bu yaklaşımın bir sonucu olarak restoratif materyaller tasarlandıkları yüzeyden farklı bir yüzeye temas etmektedirler. Çürük sebebiyle kısmen demineralize nitelikte olan ancak tübüllerinde halen mineral kristalleri içeren etkilenmiş dentin, intertübüler dentinde daha iyi bir asitle pürüzlendirme oluşmasını sağlayabilirken rezin tag oluşumunu olumsuz etkilemektedir (Yoshiyama ve ark, 2002). Dolayısıyla etkilenmiş dentine olan adezyon yaygın bir çalışma konusudur (Choi ve ark, 2006; Yoshiyama ve ark, 2002).

Doğal çürükten etkilenmiş dentin çok sayıda değişken yapılar gösterebildiğinden in vitro çalışmaları daha zor hale getirebilmektedir. Bu sebeple in vitro olarak çürükten etkilenmiş lezyonlar oluşturmak için kullanılan yöntemler arasındaki standardizasyon

problemlerinin önüne geçmek amacıyla farklı yaklaşımlar geliştirilmeye devam etmektedir. Bu yaklaşımlar arasında; asitlendirilmiş jeller, tampon solüsyonları ve doğal plak ile inkübasyonunu içeren mikrobiyolojik yöntemler sıralanabilir (Joves ve ark, 2013).

Kimyasal yöntemlerden jel içerikli sistemlerin eleştirilen yönleri tükürük ve biyofilm içermeyen bir demineralizasyon modeli olmasıdır. İn vitro pH siklusu yöntemi birbirini takip eden demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerini içermektedir ve solüsyonların değiştirilmesi doygunluk oluşmasını önlemektedir. Ağız ortamının kompleks yapısı pH siklusu modelinin doğal çürük lezyonlarından daha yüzeysel lezyonlar (40µm'ye kadar benzerlik) oluşturmasının nedenidir (Marquezan ve ark, 2009). pH siklusu daha kalın bir demineralizasyon tabakası oluşturduğundan asitlendirilmiş jelden daha etkilidir, in vitro pH döngüsü modeli çürük oluşumu sırasındaki mineral kayıp ve kazancı dinamiğini taklit ettiği için yaygın olarak kullanılmaktadır (Buzalaf ve ark, 2010).

Mikrobiyolojik yöntem doğal çürüğe benzer özellikler (renk ve iki ayrı tabaka varlığı gibi) sağlamaktadır ancak bu yönteme ait bir standardizasyon yoktur ve sonuçta elde edilen yüzeyler kimyasal ve doğal çürük lezyonlarından daha yumuşak bir yapı sergilemektedir (Marquezan ve ark, 2009; Costa ve ark, 2017).

2.1.4. DIAGNOdent

1998'de Hibst ve Gall tarafından yapılan bir çalışma ile, kırmızı ışık (638nm, 655nm) sağlam ve çürük diş dokuları arasında ayırım yapmak amacıyla kullanılmıştır (Hibst & Gall, 1998) ve bu çalışmaya dayanarak oklüzal ve düz yüzeylerde çürüğün tespiti ve ölçümü için lazer bazlı DIAGNOdent cihazı geliştirilmiştir. Bunu takip eden yıllarda ise fissür ve aproksimal alanlarda kullanımı kolaylaştıran, daha küçük çaplara sahip uçları olan DIAGNOdent Pen geliştirilmiştir (Lussi & Hellwig, 2006).

Dalga boyu 655nm, gücü 1mW olan, diyot lazer kaynaklı bir ışık oluşturan diagnodent cihazı çürük oluşumuna bağlı olarak biriken bakteriyal artıklardaki porfirinlerin ışık yayma özelliğini analiz etmektedir (Seremidi, Lagouvardos & Kavvadia, 2012). Diş yapısındaki organik ve inorganik moleküller cihazın fiber optik ucundan çıkan ışığı emer ve bir floresans oluşur. Oluşan floresans ve ortama saçılan ışın, cihazın aynı ucunda bulunan farklı fiber optik lifler ile fotodiyot dedektöre iletilir. Saçılan uyarı sinyali ve düşük dalga boyundaki ortam ışığı, fotodiyot dedektörün ucundaki özel bir filtre ile emilir. Toplanan sinyal cihaz göstergesinde 0-99 arasında numerik bir değerle izlenmektedir (Wilson, 2013).

Birçok araştırmacı tarafından in vivo ve in vitro koşullarda bu metodun güvenilir olduğu ve çürük tespit boyalarından daha iyi sonuç verdiği bildirilmektedir (Iwami ve ark, 2004; Olivi & Olivi, 2015; Ribeiro ve ark, 2015).

2.2. Kavite Preparasyonunda Kullanılan Yöntemler

Diş preparasyonu kusurlu, travmaya uğramış, hastalıklı ya da estetik düzeltme gereksinimi olan diş dokusunun restoratif bir materyal yerleştirmek ve sağlıklı duruma yeniden getirmek için mekanik olarak değiştirilmesidir. Kavite preparasyonu ise restoratif bir materyal yerleştirmek için etkilenmiş diş dokusunun kesilmesini kapsamaktadır (Heymann, Swift & Ritter, 2013). Kullanılan materyal özelliği gereği özel duvar, derinlik ve form gerektiren diş preparasyonları geleneksel preparasyonlar olarak bilinirken (amalgam, altın ve seramik restorasyonlar); kavitenin sınır ve derinliğini defekt veya çürük lezyonun belirlediği adeziv/bağlanan direkt restorasyonların (kompozit rezin ve cam iyonomer gibi) preparasyonları ise modifiye preparasyonlar olarak kabul edilmektedir (Dayangaç, 2011).

Geleneksel kavite preparasyonu 1917'de Black tarafından öne sürülen 'korumak için genişletme' (extention for prevention) kavramı üstüne kuruludur ve bu kapsamda yüksek hızlı ve yavaş döner aletlerin kullanımını içermektedir (Chittem, Sajjan & Varma, 2015).

Günümüzde ise bu yaklaşımın yerini restoratif materyallerin ilave mekanik retansiyon ihtiyacının diş dokularına adezyonları sayesinde ortadan kalkmasını sağlayan ‘minimal invaziv dişhekimliği’ kavramı almıştır (Lopes ve ark, 2015).

Kavite preparasyonu için ideal bir yöntemin sahip olması gereken özellikler arasında klinik ortamda kullanımının kolay olması, hastalıklı dokuyu ayırt ederek selektif doku uzaklaştırması, ağrısız, gürültüsüz, optimum kullanım için minimum basınç gerektirmesi, işlem sırasında titreşim veya ısı oluşturmaması, ekonomik ve bakımının kolay olması sayılabilmektedir (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

İdeal kavite preparasyonu metodu arayışıyla ulaşılan gelişmeler sayesinde günümüzde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar;

- Döner aletlerin kullanıldığı mekanik yöntemler
- Alternatif mekanik yöntemler
 - El aletleri(Atravmatik Restoratif Tedavi (ART))
 - Air abrazyon
 - Air polishing
 - Ultrasonik
 - Sono-abrazyon
- Kemo-mekanik (Caridex, Carisolv, Enzimler)
- Fotoablasyon (Lazerler) olarak sınıflandırılabilir (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

2.2.1. Döner Aletler ile Kavite Preparasyonu

Diş preparasyonu tekniklerine ait gelişmeler son yüzyıl içinde öne çıkmışken, 10 000 rpm’lik hız ilk kez 1947’de kullanılmıştır. Bu dönemde elmas ve tungsten karbit frezler kullanılmaya başlamıştır. Hava türbinli 250 000 rpm’lik hızdaki başlıklar 1957’de tanıtıldıktan sonra çağdaş hava türbinli 300 000 rpm’lik başlıklar 1994’te geliştirilmiştir

(Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Teknolojik gelişmeler sayesinde elde edilen bu yüksek kesim hızı, hekime kısalmış operasyon süresi sağlamıştır. Isının, vibrasyonun ve pulpaya olan basıncın azalması, bunlara bağlı olarak hasta endişesinin azalması yüksek devirli türbinlerin kullanımının diğer avantajları olmuştur (Heymann, Swift & Ritter, 2013). Tüm bu avantajlarına rağmen frezle preparasyonun vital dentinin hassasiyeti, gürültü, ilk kullanılmaya başladığı dönemden azalmış da olsa basınç ve ısı oluşumu, selektif doku uzaklaştırılamaması, iatrojenik pulpa ekspozlarının ve gereksiz doku kayıplarının oluşabilmesi gibi dezavantajları mevcuttur (Banerjee, Watson & Kidd, 2000). Bu dezavantajlarına rağmen günümüzde en çok tercih edilen preparasyon yöntemidir (Yip & Samaranayake, 1998).

Döner aletlerle kavite preparasyonunda elmas, karbon-çelik veya tungsten-karbid frezler, polimer frezler ve seramik frezler kullanılmaktadır (Neves ve ark, 2011).

2.2.2. Air Abrazyon ve Air Polishing ile Kavite Preparasyonu

İlk olarak 1945'te tasarlanan air abrazyon sistemi pürüzlendirme veya diş sert dokularını kesme işlemi için toz partiküllerinin buharı ile oluşan kinetik enerjinin çalışma yüzeyine transfer edilmesi esasına dayanır. Sadece hava (diş yüzeyini kurutmak), sadece su (yüzeyi yıkamak), sodyum bikarbonatlı su (yüzeye air polishing yapmak) ve alümina ve Bioglass tozu sulu ya da kuru (yüzeyin aşındırılması ve dokunun spesifik tiplerinin uzaklaştırılması) gibi farklı çalışma modları sağlamaktadır (Wilson, 2013).

Bu yöntemin sağlam mine ve dentini uzaklaştırmadaki başarısına rağmen alümina partiküllerinin sertliğine kıyasla düşük sertliğe sahip klinik olarak yumuşak çürük dentin uzaklaştırılamamaktadır. Isı oluşumu, titreşim ve diğer mekanik uyarılar azaltılmıştır ve freze kıyasla nispeten ağrısız işlem gerçekleştirmek mümkündür. Ancak cihazın ucu preparasyon sırasında diş yüzeyiyle temas etmediği için taktil hissinin ortadan kalkması ve bunun

sonucunda kavitenin geniş hazırlanması ve çürüğün yetersiz uzaklaştırılması riski gibi dezavantajları mevcuttur (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

Air-polishing ise akıcılığının geliştirilmesi amacıyla trikasiyum fosfat (ağırlıkça %0.08) ilave edilmiş, suda çözünebilir sodyum bikarbonat partiküllerinin yoğun su fişkirtması eşliğindeki hava basıncını kullanarak diş yüzeyine uygulanmasını içeren bir yöntemdir. Air-abrazyon ile arasındaki fark abrazyon taneciklerinin suda çözünebilir olmasıdır. Bu tekniğin piyasadaki kullanım önerisi yüzeysel mine renklemeleri, plak ve diştaşlarının kaldırılması ve kavite preparasyonunun sonunda çürük uzaklaştırılmasıdır (Boyde, 1984).

2.2.3. Ultrasonik ve Sono-abrazyon Yöntemleriyle Kavite Preparasyonu

Titreşim frekansı 25kHz olan magnetostrüktif bir cihazın koyu bir alüminyum oksit ve su karışımıyla birlikte kullanılmasıyla kesim işlemi gerçekleştiren sonik titreşimli preparasyon ve bitirme aletleri, sağlam diş dokularının maksimum korunması için bir fırsat sunmanın yanında minimal invaziv yaklaşımı da kolaylaştırmaktadır. Ultrasonik instrumentasyon ile yumuşak, çürük dentin uzaklaştırılmazken, derindeki daha sert tabaka bu yöntemle daha duyarlıdır. Bu durum kesilen dokunun sertliği arttıkça yöntemin kesim performansının artmasına dayanmaktadır (Banerjee, Watson & Kidd, 2000; Wilson, 2013).

Sono-abrazyon ise ultrasonik yöntemlerden geliştirilmiştir; yüksek frekanslı, sonik ve modifiye edilmiş abrazyon uçları vardır. Eliptik bir hareket yapan cihaz ucu 40µm gritlik elmasla kaplı yüzeye sahiptir, cihaz ucundaki tork kuvveti ise 2N civarındadır (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

2.2.4. Kemo-mekanik Yöntemlerle Kavite Preparasyonu

Çürüğün kemomekanik tedavisi, sağlıklı diş sert dokularını koruyarak çürük dokuların uzaklaştırılması için alternatif bir preparasyon metodu olarak geliştirilmiştir. 1976'da Goldman ve Kronman N-monokloroglisin (NMG, GK-101) kullanarak çürük

dokunun kimyasal olarak uzaklaştırılabileceğini bildirmiştir. Bu gelişmeyi takiben N-monokloro-D, L-2-aminobütirat (NMAB, GK-101E) içeren Caridex sistemi tanıtılmıştır. GK-101E ile yumuşatılan çürük doku bir aplikatör yardımıyla hafifçe aşındırılabilir ve bu sayede hasta uyumu artarak lokal anestezi ihtiyacı da azalmaktadır (Goldman & Kronman , 1976; Schutzbank ve ark, 1978).

Caridex'ten yola çıkılarak Goldman ve Kronman tarafından Carisolv jel ürünü (Mediteam AB) piyasaya sürülmüştür özellikle kesici olmayan el aletleriyle birlikte kullanılmak için tasarlanmıştır. pH'ı 11 civarında olan Carisolv, iki adet karboksimetilselüloz bazlı jelden oluşmaktadır: 0.1M aminoasit (glutamik asit, lösin ve lizin), NaCl, NaOH, eritrosin (jelin kullanım sırasında görünür olmasını sağlar) içeren kırmızı bir jel ve sodyum hipoklorit (NaOCl-hacim/ağırlık %0.5) içeren bir jel (Wilson, 2013; Lai ve ark, 2015).

Kemo-mekanik yöntemler içinde yumuşak çürük dentini, lezyon altındaki sağlam dentine zarar vermeden kaldırabilmek için bakteriyel *Achromobacter* kollajenaz ve *Streptococcus griseus* kaynaklı non-spesifik bir proteolitik enzim olan pronaz enzimleri de kullanılmıştır (Goldberg & Keil, 1989; Norbo, Brown & Tjan, 1996). Bakterisidal ve antiinflamatuvar etkiye sahip papain enzimi de bu amaçla kullanılan jel içeriklerinde yer alan enzimlerden biridir. Bunun yanında yeni bir ürünün etki mekanizması fosforik asit/ sodyum biyofosfonat tamponu içinde pepsin enzimi aracılığıyla gerçekleşmektedir (Hamama, Yiu & Burrow, 2014).

Kimyasal yöntemlerin dezavantajları arasında uzayan işlem süresi ve çürük dentini açığa çıkarmak için döner aletlerin kullanılma zorunluluğudur (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

2.2.5. Fotoablasyon ile Kavite Preparasyonu

'LASER' terimi 'Light Amplification by stimulated by Emmission of Radiation' kelimelerinin tanımının kısaltmasından oluşmuştur ve 'Radyasyon salınımının emisyonunun uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması' anlamına gelmektedir. Başka bir tanımla lazer, bir radyasyon kaynağının enerjisinin bir aktif madde üzerine düşürülüp, yoğunlaştırılarak emilimi ile oluşan çok ince bir spektrumdaki ışık/ışın enerjisinin mekanik-optik düzeneklerle arttırılarak başka bir ortama iletilmesiyle elde edilen enerjidir (Olivi & Olivi, 2015).

Lazeri diğer ışık kaynaklarından ayıran üç önemli özellik: monokromatik bir hüzmeye şeklinde (bir lazerden yayılan tüm fotonlar aynı dalgaboyuna sahiptir), koherent (lazer ışığını oluşturan fotonlar uzay ve zamanda aynı doğrultuda hareket eder ve bu yüzden senkronizedirler) ve paralel (lazer ışığı tek doğrultulu oluşturulabilir) olmasıdır. Bu üç özellik ışık kaynağının biyolojik dokuyla etkileşiminden sorumludur (Lopes ve ark, 2015).

Diş hekimliğinde lazerin klinik kullanımı 1980'lerin ikinci yarısında atımlı teknolojinin gelişmesiyle başarılı sonuçlar vermiştir. 1980'lerin sonunda Terry Myers tarafından ağız boşluğu ve dişlere daha iyi ulaşımaya imkan veren Nd:YAG (Neodymium: Yttrium-aluminium-garnet) lazer geliştirilmiştir (Olivi & Olivi, 2015). 1989'da ise Hibst ve Keller tarafından Er:YAG lazer döner aletlere bir alternatif olarak insan sert dokularını kesmede kullanılmıştır (Hibst & Keller, 1989).

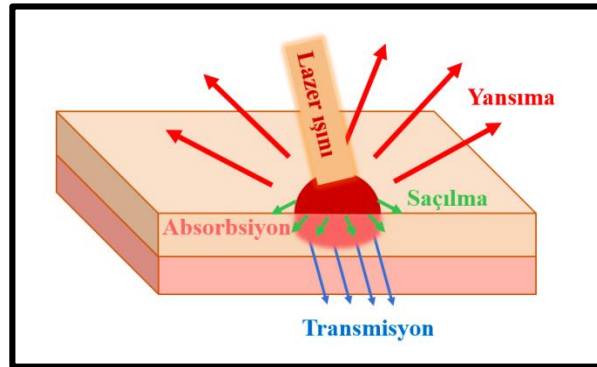
Seçici sert doku ablasyonunda kullanımı halen araştırılan lazerleri şu şekilde sıralamak mümkündür:

- Er:YAG, Nd:YAG-orta kızılötesi-kızılötesi emisyonu
- Karbon dioksit (CO₂) lazerler- kızılötesi emisyonu
- Excimer lazerler (ArF (argon: freon) ve XeCl (xenon: klorin)-UV emisyon
- Holmiyum lazerler

- Boya ile desteklenen lazer ablasyonu- ekzojen boya, diyet lazer ile birlikte kullanılan indosiyonin yeşili (Banerjee, Watson & Kidd, 2000).

Erbium lazerlerin iki çeşidi olan Er:YAG (2940nm) ve Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium-doped:Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet) (2780nm) diş sert dokularında preparasyon amaçlı klinik kullanıma uygundur (Lopes ve ark, 2015). 1997’de Er:YAG lazerin FDA (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından kavite preparasyonu ve asit uygulaması öncesi dentin ve mine modifikasyonu amacıyla kullanımı onaylanmıştır (Dunn, Davis, & Bush, 2005).

Temel olarak doku ile lazer etkileşimi yansıma, transmisyon (doku içinde ilerleme), absorpsiyon (emilim) ve saçılma (skatter) şeklinde gerçekleşebilir (Şekil 2.2). Bu etkileşimlerden absorpsiyon daha önemlidir çünkü absorpsiyon lazerin arzu edilen biyolojik etkileri başlatması için esansiyeldir. Absorpsiyon lazer dalga boyu ve hedef dokunun birleşimine bağlıdır (Lopes ve ark, 2015).



Şekil 2.2. Lazer doku etkileşiminin şematik görünümü.

Er:YAG lazerin dalga boyunun (2940nm) su (3000nm) ve hidroksiapatite (2800nm) afinitesi sayesinde diş sert dokularında etkili ablasyon gerçekleşmektedir. Er:YAG lazerler 1mm’den küçük boyutlara ulaşmaya imkan sağlar, bu sayede çevredeki sağlam dokuyu bırakarak selektif ablasyon gerçekleştirebilir (Fornaini, 2013).

Minedeki interprizmal alanın mineral yapısının ve organik matriksinin su içeriği erbiyum lazerin elektromanyetik enerjisini absorbe ederek ısı enerjisine dönüştürür. Bu durum sıvı haldeki suyun hızla buharlaşmasına ve ardından genişlemesiyle iç basıncın artmasına yol açar. Basınç sonucu oluşan gerilimlerle mineral yapının bozulmasıyla mikropatlamlar gerçekleşmektedir (Lima ve ark, 2014).

Dentinde Er:YAG lazer krater ya da vitrifikasyon alanları oluşturmaksızın yüzeysel bir ablasyon etkisi meydana getirmektedir. Bu özellik lazer tipinin fotomekanik etkisinden kaynaklanmaktadır. Bu sebeple füzyon ve resolidifikasyon (apatit yapıların yeniden kristalizasyonu) gibi etkileşimler gelişmediği için smear tabakası oluşmamaktadır. Isı artışıyla mineralize dentin matriksinin su içeren kısmının vaporizasyonu anında gerçekleşir ve daha önceden dağınık bir şekilde yapıyı destekleyen kollajen fibriller bonding ajanın kollajen ağ yapısına difüzyonunun azalmasına sebep olarak kollabe olmaya eğimli hale gelmesiyle gerçekleşmektedir (Lima ve ark, 2014).

Er:YAG lazerin mine, dentin, çürük dentin ve kompozit üzerindeki kesme etkinliği prepare edilen materyalin su içeriğine bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir. Bu durum lazerin selektif doku uzaklaştırmasını mümkün kılmaktadır (Dunn, Davis, & Bush, 2005).

Kavite preparasyonunda lazer kullanımının avantajları; mikroçatlak, titreşim, basınç ve sesin olmaması, bakterisidal etkiye sahip olması ve postoperatif hassasiyet oluşturmamasıdır (Koyuturk, 2014). Lazerin freze karşı bir başka avantajı isabetli çalışma imkanı sunmasına bağlı olarak ulaşılması zor alanlardaki kesme etkinliğidir (Lima ve ark, 2014). Bu avantajlara rağmen işlem sırasında ısı oluşumu ve bu termal etki sonucunda tedavi uygulanan bölgeye komşu pulpa, periodontal ligament ve kemikte geri dönüşümsüz değişiklikler meydana gelebilirken dentin dokusunda aşırı ısıya bağlı olarak şiddetli karbonizasyon oluşabilmektedir (Uysal & Güler, 2012).

2.3. Adeziv Sistemler ve Dentin İlişkisi

2.3.1. Adezyon ve Adeziv sistemler

Adezyon, iki yüzeyin birleşme ve/veya bağlanmasını içeren kuvvetlerle birarada tutulduğu durum olarak tanımlanmaktadır (Heymann, Swift & Ritter, 2013). Diş hekimliğinde bağlanan yüzeyler olan diş sert dokuları 'aderent', bağlanmayı sağlayan genellikle visköz sıvı özellikte olan materyal ise 'adeziv'dir. Bu adeziv materyal iki yapıyı birbirine bağladıktan sonra katlaşılarak bir yüzeyden diğerine yük aktarabilir hale gelmektedir (Dayangaç, 2011; Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Dentine bağlanma, dentinin mineral yapısının dentin kollajeni ve polimerize olmuş rezinden oluşan biyokompozit bir yapının (hibrit tabaka) meydana getirildiği bir çeşit doku mühendisliği işlemidir (Tjaderhane, 2015). Bir dental bonding sisteminin üç temel fonksiyonu vardır:

- Aderent bir substratın ayrılmasına karşı direnç sağlar.
- Bağlanma arayüzeyi boyunca stres dağılımını sağlar.
- Dentin ve/veya mine ile materyal arasında adeziv bağlanma ile arayüzeyde örtücülük gerçekleştirir.

Böylece mikrosızıntıya direnci artırır; postoperatif hassasiyet, kenar renklemesi ve sekonder çürük riskini azaltır (Anusavice ve ark, 2013).

Mine ve dentindeki smear tabakasının yeterli uzaklaştırılması ya da çözünmesini sağlamak, dentin kollajen matriksinin korunması ya da desteklenmesi, iyi bir ıslanma sağlaması (wetting), etkili monomer difüzyonu ve penetrasyonu, diş yapısı içindeki polimerizasyonu, kompozit rezin matriksi ile kopolimerizasyonu başarılı bir dentin bonding sisteminin sahip olması gereken özelliklerdir (Anusavice ve ark, 2013).

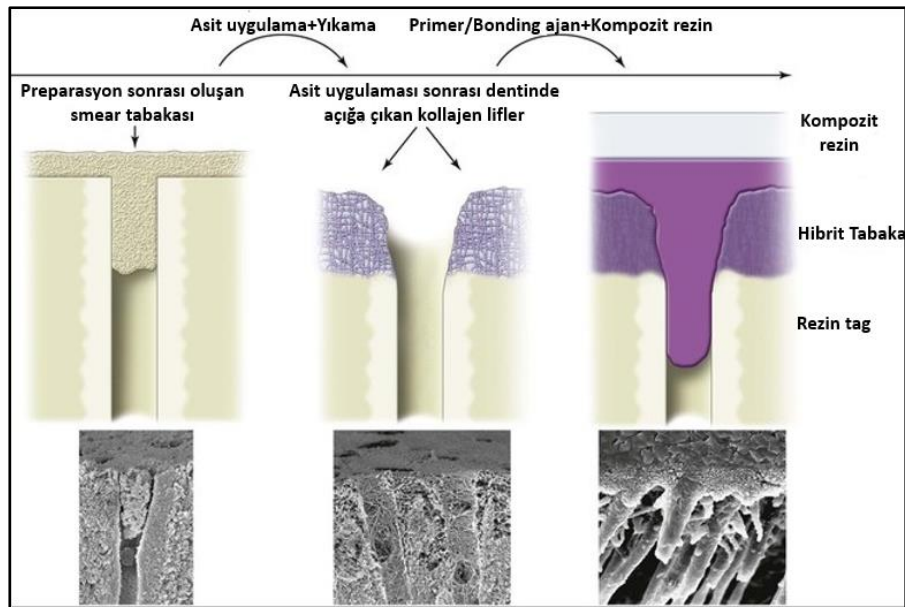
Adeziv diş hekimliği 1955'te Buonocore tarafından daha yüksek bağlanma dayanımı ve azalmış mikrosızıntı elde etmek amacıyla ortofosforik asit ve kompozit rezinin kullanılması şeklinde tanımlanmıştır (Fornaini, 2013). Mineye asit uygulanmasının tanımlanmasından sonra, Bowen, 1.nesil dentin bonding ajanı olarak NPG-GMA (N-fenilglisin-glisidil metakrilat)'yı, Fusayama, dentin ve mineye total etch uygulamasını tanıtmıştır. 1980'li yıllarda Nakabayashi'nin dentin kollajenine rezin infiltrasyonu ile hibrit tabakası oluşumunu tanımlamasından sonra ise 1980'lerin sonlarından 2000'li yılların ortalarına kadar self-etch ve self-adeziv bonding sistemler geliştirilmiştir (Anusavice ve ark, 2013). Bu kronolojik gelişme içinde adeziv sistemler 1-7.nesil adeziv sistemler olarak da adlandırılmışken, 2011 yılından sonra geliştirilen universal adeziv sistemler de kullanılmaya başlamıştır (Tablo 2.1) (Sofan ve ark, 2017).

Nesil	Zaman	Mekanizma	Tanım	
1	1960'lı yıllar	Kullanımda değil	Sadece mineye asit uygulamasını içeren zayıf bir adezyon	
2	1970'li yıllar		Sadece mineye asit uygulamasını içeren bir miktar gelişmiş adezyon	
3	1980-1990	Total Etch	Mineye asit uygulaması ve dentindeki smear tabakasının primer ile kaldırılması veya modifiye edilmesi	
4	1990'lı yıllar		Total etch 3 aşama	Ayrı aşamalar halinde asit, primer ve bonding ajan uygulaması
5	1990'lı yılların ortaları		Total etch 2 aşama	Asit uygulamasını takip eden kombine edilmiş primer ve bonding ajan uygulaması
6	1990'lı yılların sonları	Self-etch	Self-etch 2 aşama	Asit ve primerin kombine edildiği self-etch'i takiben bonding ajan uygulaması
7	2000'li yıllardan bugüne		Self-etch Tek aşama	Asit, primer ve bonding ajanın kombine edildiği tek aşamalı adeziv uygulaması
Üniversal	2011'den itibaren	All-etch	Total/ Self/ Selektif Etch 1 veya 2 aşama	Üniversal bir adezivin takip ettiği total veya selektif etch/ Asit uygulamaksızın üniversal bir adezivin self-etch modda uygulanması

Tablo 2.1. Adeziv sistemlerdeki gelişmelerin kronolojik tarihçesi ve sınıflandırması.

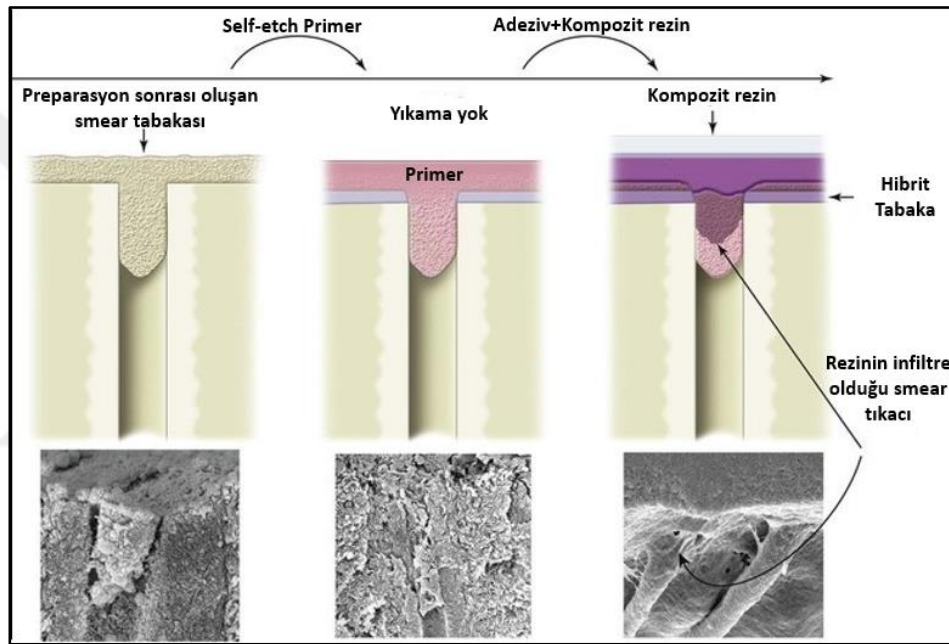
Adeziv sistemleri birbirinden ayıran temel özelliklerinin preparasyon sonrası diş yüzeyini kaplayan smear tabakasına karşı sundukları farklı yaklaşımlar oldukları söylenebilir. Smear tabakası inorganik (hidroksiapatit) ve organik (mikroorganizmalar, denatüre kollajen lifler) artıklardan oluşan jelatinöz bir yapıya sahiptir. Adeziv diş hekimliğinde, restoratif aşamaların bir parçası olarak bu tabakaya diş yüzeyinden uzaklaştırma, modifiye edilme ya da yüzeyde bırakma işlemleri uygulanmaktadır (Ayaz, Tağtekin & Yanıkoğlu, 2011).

1. ve 2.nesil adeziv sistemler sundukları zayıf adezyon sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadır; 3.nesil adeziv sistemlerin selektif etch yöntemine karşılık ise son yıllarda geliştirilen üniversal adezivlerin selektif etch metoduyla kullanılması tercih edilmektedir (Sofan ve ark, 2017). Total etch sistemler, üç ya da iki aşamalı bir uygulamadan oluşmaktadır. Asit uygulamasından sonra primer ve adeziv rezinin ayrı ayrı uygulanması 4.nesil; primer ve adeziv rezinin tek uygulamada birleştiği yöntem ise 5.nesil adeziv sistemleri tanımlamaktadır (Şekil 2.3). Mineye en etkili bağlanmayı sağlar (Anusavice ve ark, 2013).



Şekil 2.3. İki aşamalı total etch adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakası ile etkileşimi (Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Self-etch adeziv sistemler adeziv prosedürleri basitleştirmek, teknik hassasiyeti azaltmak amacıyla geliştirilmiş, smear tıkaçlarının dentin tübüllerine rezin infiltrasyonu ile oluşan rezin tag'larla iç içe geçtiği bir yapı meydana getiren 6. ve 7.nesil adezivlerdir. 6.nesil asit ve primerin birleştiği bonding ajanın ayrı uygulandığı iki aşamalı self-etch işlemini (Şekil 2.4), 7.nesil ise asit, primer ve bonding ajanın kombine edildiği tek aşamalı self-etch yöntemini tanımlamaktadır. Self-etch adezivler agresifliklerine göre 3'e ayrılır; $pH < 1.5$ agresif, $1.5 < pH < 2$ orta (moderate), $pH > 2$ hafif (mild) (Koyuturk ve ark, 2014).



Şekil 2.4. İki aşamalı self etch adeziv sistemlerin dentin tübüllerini ve smear tabakasını etkileşimini (Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Smear tabakasının asit uygulanarak uzaklaştırılması ve intertübüler dentinin yüzeysel demineralizasyonu, Avrupa ve ABD'de popülaritesini korumaktadır. Japonya'da ise asit ve primerin kombine edilerek uygulandığı self-etch sistem uygulaması en çok tercih edilen yöntemdir (Wilson, 2013).

2.3.2.Dentin ve Adezyon

Dentinin heterojen, organik ve nemli yapısı ve morfolojik farklılıkları bu dokuyu adeziv materyallerin bağlanması açısından kompleks bir substrat haline getirmektedir (Lopes ve ark, 2015). Dentin adezyonunda rol oynayan başlıca etkenler arasında dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize veya sklerotik), smear tabakası ve yaş sıralanabilir (Heymann, Swift & Ritter, 2013).

Derin dentinde, dokunun geçirgenliğini ve nemliliğini artıran tübül çap ve sayısındaki artış, adeziv bağlanma dayanıklılığını olumsuz olarak etkilemektedir. Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentin yüzeylerinde daha az oranda bulunması adeziv bağlanma dayanıklılığını zayıflatmaktadır (Tjaderhane, 2015). Nemli bağlanma kavramı bu soruna çözüm getirmek amacıyla 1991 yılında Kanca tarafından ortaya atılmıştır (Kanca, 1992). Daha sonra Gwinnett de özellikle aseton esaslı adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanıklılıklarının dentin yüzeyindeki nem miktarına bağlı olduğunu ortaya koymuştur (Gwinnett, 1992).

Dentin üzerindeki smear tabakası asit uygulaması ile kaldırıldığında doku yüzeyinden 5-8µm'lik hidroksiapatit mineral fazı da çözünmektedir. Bu şekilde dentin geçirgenliği 5-20 kat artmaktadır ve yüzeydeki bu değişiklikler rezin infiltrasyonunu mümkün kılmaktadır (Milia ve ark, 2012). Bölgesel farklılıklardan ve pulpal basınçlardan etkilenmeyen self-etch adeziv sistemlerde oluşan hibrit tabakanın uniform ve kalınlığı total etch adeziv sistemlerle oluşan hibrit tabakanın kalınlığından daha ince (0.5-1.5µm) olduğu görülmektedir (Wilson, 2013). Tek aşamalı self-etch adezivler aşırı derecede hidrofilik olduğu için polimerizasyondan sonra yarı geçirgen bir membran gibi davranırlar. Polimerize olmuş adezivin geçirgenliği, dentinden su geçişine izin vererek kompozit-adeziv ara yüz boyunca

hidrolitik bozulmaya neden olan su kabarcıkları oluşturur. Su kabarcıkları, kurutma işlemi sırasında polimerize olmuş adeziv içinde kalan, yeteri derecede buharlaşmamış serbest suyun bir göstergesidir (Perdigado, Reis & Loguercio, 2013).

Self-etch adezivlerin dentin ile farklı etkileşimlerine açıklama getiren adezyon-dekalsifikasyon kavramına (Adhesion- Decalcification (AD)-concept) göre, monomer asiditesini oluşturan karboksil ve fosfat grupları, kollajen lifler arasındaki hidroksiapatit kristal artıklarında bulunan Ca ile kimyasal bir bağlanma (kalsiyum-karboksilat ya da kalsiyum-fosfat) gerçekleştirmektedir (Milia ve ark, 2012). Fenil-P (Phenyl-P) ve 4-META (4-Metakriloksetil trimellitat anhidrit) dentin ve mineyle çok güçlü etkileşime girmektedir ancak oluşturdukları tuzlar daha az etkileşim gösteren MDP'nin oluşturduğu tuzlar kadar stabil değildir (Giannini ve ark, 2015).

Prepare edilmiş kavite tabanının yüzeyindeki smear tabakasının altında yer alan etkilenmiş dentin normal dentine kıyasla daha yumuşaktır ve mineral kaybına bağlı olarak daha gözenekli bir yapıya sahiptir. Demineralize yapısından dolayı nemliliği de artmış olan etkilenmiş dentinin bağlanma dayanımı, kullanılan adeziv sistemlerden bağımsız olarak çoğunlukla sağlam dentinden yaklaşık %20-50 oranında daha düşük olduğu gözlenmektedir (Salz & Bock, 2010; Pinna ve ark, 2015).

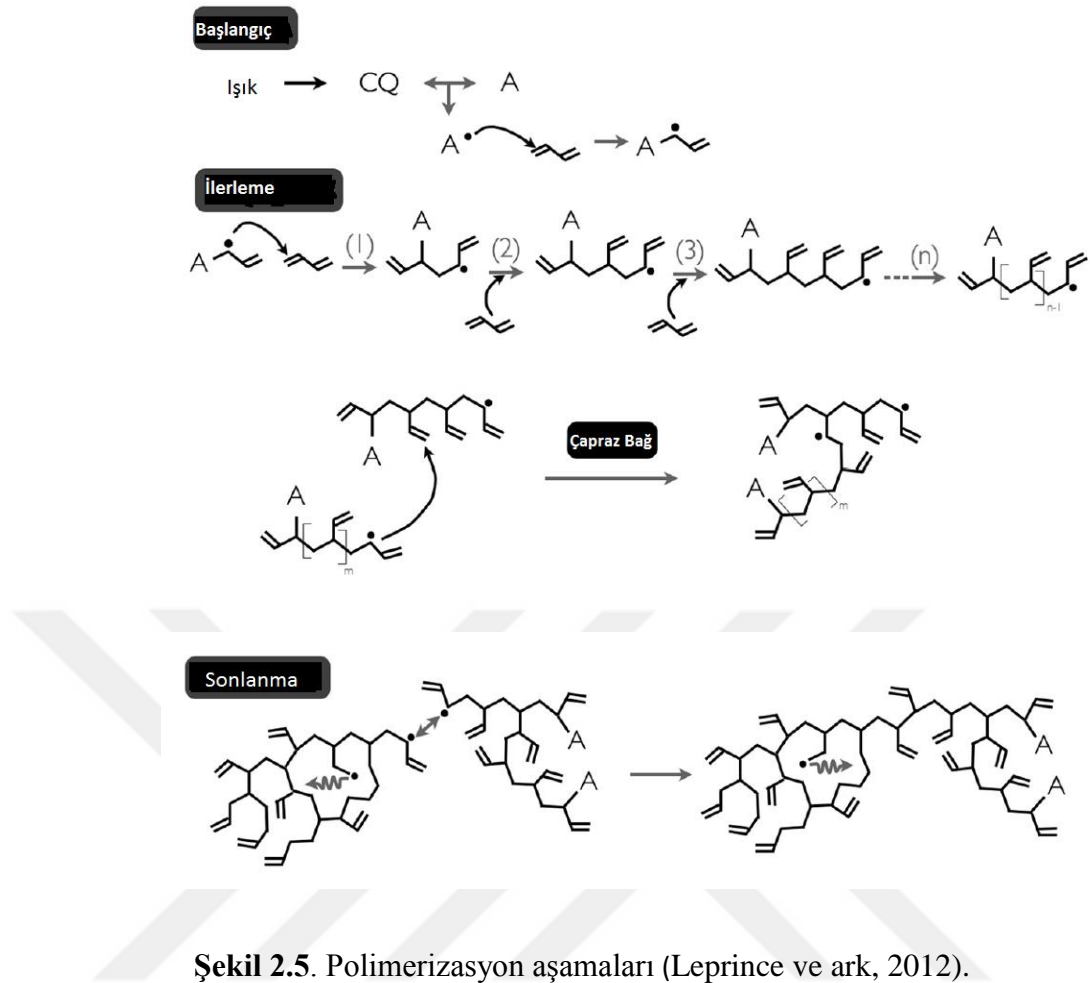
2.4. Restoratif Materyallerde Yeni Yaklaşımlar

2.4.1. Kompozit Rezin Materyaller

Polimerler, çok sayıda düşük molekül ağırlıklı monomer bileşenlerini yüksek molekül ağırlıklı, uzun zincirli makromoleküllere dönüştüren kimyasal reaksiyonlar sonucu oluşurlar. Rezinler, belli bir amaç için kullanıma uygun özelliklere sahip bir materyal elde etmek için başka bileşiklerle karıştırılmış monomer veya makro molekül bileşenleridir (Anusavice ve ark, 2013). Kompozit rezin terimi mine ve dentin gibi sert dokuların restorasyonunda

kullanılan doldurucularla güçlendirilmiş polimer sistemini tanımlamak için kullanılmaktadır (Craig, Powers & Sakaguchi, 2012).

Işıkla aktive olan polimerizasyon süreci radikal bir süreçtir ve şu aşamalarla tanımlanabilir: (a) başlangıç (polimerizasyonu başlatmak için serbest radikalin oluşması); (b) ilerleme (serbest radikali muhafaza ederek daha büyük bir molekül (zincir oluşumu) meydana getirerek metakrilat monomerlerine radikal atağıyla yönetilir); (c) sonlanma (coupling (iki serbest radikalin birleşmesi) veya disproportionation (bir molekülün bir başkasından bir hidrojen atomu alarak C-C çift bağı oluşturması) gibi çift bağ oluşturan, polimerizasyon sürecini durduran farklı mekanizmalarla tanımlanır). İlerleme aşaması şu üç alt faza ayrılmaktadır: yarı-statik süreç, jel ve cam fazları. Viskoz bir sıvı halden elastik bir jel yapısına geçilen jel fazında, gittikçe büyüyen zincirlerin esneklik ve difüzyon oranları azalır. Süreç ilerledikçe reaksiyon solüsyonundaki viskozitenin artmasıyla çoğalan sonlanma sayısına bağlı olarak (Jel veya Trommsdorff-Norrish etkisi), reaksiyon oranı yarı-statik süreç ile karşılaştırıldığında artmaktadır (Şekil 2.5) (Ilie, Keßler, & Durner, 2013; Ilie & Durner, 2014).



Şekil 2.5. Polimerizasyon aşamaları (Leprince ve ark, 2012).

Günümüzde sıklıkla kullanılan kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır (Dayangaç, 2011). Bowen'ın rezin kompoziti Bis-GMA (Bisfenol Glisidil Metakrilat) içermiştir ve yüksek viskoziteye sahip olduğu için içine çok az miktarda doldurucu ilavesine izin vermiştir. Bu sebeple düşük viskoziteli TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) eklenerek dilüe edilmiştir. Bunu takip eden yıllarda yüksek molekül ağırlıklı UDMA (Üretan Dimetakrilat) bisfenol-A'nın yerini almıştır ve MMA (Metilmetakrilat) veya EGDMA (Etilen Glikol Dimetakrilat) gibi monomerler dilüsyonda kullanılarak farklı formülasyon üretilmiştir (Milia ve ark, 2012). İlk geliştirilen kompozit rezinler kimyasal aktive olurken, bunları günümüzde yerini görünür ışıkla aktive olan kompozit rezinlere bırakan, ultraviyole dalga boyunda ışıkla aktive olan kompozitler takip etmiştir (Tablo 2.2) (Craig, Powers & Sakaguchi, 2012).

Zaman	Materyale Yönelik Gelişmeler	Polimerizasyona Yönelik Gelişmeler		
1950'li yıllar	Polimetil metakrilat (PMMA) bazlı kompozitlerin (Doldurucusuz akrilikler) başlangıcı	Kimyasal sertleşen kompozitler		Görünür ışıkla polimerizasyon (Kuartz-Tungsten-Haalogen, Plazma Ark, Lazer, Işık yayan Diyot (LED))
1960'lı yıllar	Makrofil Self-cure kompozitler			
1970'li yıllar	Midifil kompozitler		UV ışıkla polimerizasyon	
	Mikrofil kompozitler			
1980'li yıllar	Midifil kompozitler			
	Midihibrit kompozitler			
1990'lı yıllar	Akışkan kompozitler			
	Kondanse edilebilir kompozitler			
2000'li yıllar	Minihibrit kompozitler			
	Düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozitler			
	Nanofil ve nanohibrit kompozitler			

Tablo 2.2. Kompozit rezinlere ait gelişmelerin kronolojik sıralaması (Anusavice ve ark, 2013).

Kompozit rezinlerin doldurucu boyutu, polimerizasyon yöntemi ve viskoziteleri gibi farklı sınıflama parametreleri bulunmaktadır. Doldurucu partikül boyutlarına göre, megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil kompozitler; polimerizasyon yöntemlerine göre, kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler; viskozitelerine göre ise akışkan ve kondanse edilebilir kompozitler olmak üzere sınıflandırılmaktadırlar (Tablo 2.3) (Dayangaç, 2011).

Doldurucu Partikül Boyutlarına Göre	
Kompozit Rezinler	İnorganik partikül boyutu(μm)
Megafil	50-100
Makrofil	10-100
Midifil	1-10
Minifil	0.1-1
Mikrofil	0.01-0.1
Hibrit	0.04-0.1
Nanofil	0.005-0.01
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre	
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler	
Işık ile polimerize olan kompozit rezinler	
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize kompozit rezinler	
Viskozitelerine Göre	
Akışkan kompozit rezinler	
Kondanse edilebilir kompozit rezinler	

Tablo 2.3. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç, 2011).

Kompozit restorasyonlar mine ve dentine bağlanma kabiliyetleri, daha az invaziv preparasyon gerektirmeleri, metal ve seramik restorasyonlara kıyasla daha ekonomik ve aynı zamanda estetik olmaları gibi avantajlara sahiptir. Ancak mekanik yetersizlikleri, polimerizasyon büzülmesi, ağız ortamındaki degradasyon nitelikleri kompozit rezinlerin dezavantajları olarak karşımıza çıkmaktadır. Tüm bu dezavantajlar kompozit restorasyonların yüksek kuvvet alanlarında başarılarının sınırlanmasına neden olmaktadır (Tsujimoto ve ark, 2016a).

2.4.2. Bulk-fill Kompozit Rezinler

Kompozit rezin materyallerdeki gelişmeler bu materyallerin kullanımını küçük konservatif kavitelere kadar genişletmiştir (Al Sunbul, Silikas & Watts, 2015). Bu durum kompozit rezinlerin kısıtlı polimerizasyon derinliği sebebi ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla rezin materyallerin tabakalanmasını gerektirmektedir. Her ne kadar belirli kalınlıktaki kompozit

rezinlerin her tabakadan sonra sertleştirilmesi yöntemi altın standart olarak kabul edilse de bu yöntemde tabakalar arası boşluklar ya da kontaminasyon oluşması riski ve zaman kaybı gibi dezavantajları vardır (Flury ve ark, 2012). Bunun yanında manipulasyon zorlukları ya da başka sebeplerle oluşan yetersiz polimerizasyon rezin kompozitlerin degradasyonu, zayıf fiziksel özellikler ve rezin içindeki monomer bileşenlerin etkilerine bağlı olarak biyolojik yan etkilerle de sonuçlanabilmektedir (Alrahlah, Silikas & Watts, 2014).

Kompozit materyaller kullanımındaki tabakalama tekniğine bir alternatif olarak bulk-fill (tek kitle halinde uygulanan) kompozit rezin adını alan, arka grup dişlere kompozit materyalin tek tabaka halinde yerleştirilmesini sağlayan materyaller geliştirilmiştir. Bulk-fill kompozitler klinisyenlere kullanım kolaylığı, geliştirilmiş polimerizasyon derinliği ($\geq 4\text{mm}$) ve artırılmış fiziksel nitelikler gibi bazı önemli özellikler sağlamaktadır (Leprince ve ark, 2014). Bulk-fill kompozit rezinleri polimerizasyon derinliklerini artırmak için üreticiler genellikle doldurucu içeriğini azaltma, doldurucu partiküllerinin boyutunu artırma ya da ilave fotobaşlatıcılar kullanma tekniklerini izlemektedirler. Bir dual-cure bulk-fill kompozit rezin 4-10mm'ye kadar başarılı polimerizasyon derinliğine ulaşmayı öne sürmektedir (Chesterman ve ark, 2017).

Bulk-fill materyallerin ise kendi içlerinde gelişmeler de devam etmektedir; sonik aktivasyon uygulanarak kaviteye yerleştirilen ve 5mm'lik tabakalarda yeterli polimerizasyon sağladığı belirtilen bulk-fill kompozit rezin (SonicFill 2, Kerr) tanıtılmıştır (Alrahlah, Silikas & Watts, 2014). SonicFill 2, tek seferde 4mm'lik kullanıma izin veren SonicFill'den sonra piyasaya tanıtılmıştır ve capping (üniversal bir kompozit ile bulk-fill materyalin üzerinin kapatılması) gerektirmeyen bir bulk-fill materyaldir (Chesterman ve ark, 2017). Bu materyaller yüksek hızlı başlığa takılan bir sonik aktivasyon başlığının oluşturduğu titreşim enerjisiyle akıcılığı artırılarak kaviteye yerleştirilmektedir. Bu yolla boşlukların önlenmesi ve materyalin kaviteye adaptasyonunun artırıldığı iddia edilmektedir (SonicFill 2 Product

Information Sheet, Kerr).

Kısa süredir kullanımda olan bu materyallere yönelik çalışmalara ilgi artarak devam etmektedir. Literatürde SonicFill'in fiziksel özellikleri (Alkudhairi, 2017), polimerizasyon özellikleri (El Gezawi ve ark, 2016; Jung & Park 2017) ve bağlanma dayanımlarını (Colak, Ercan & Hamidi, 2016) değerlendiren çalışmalar mevcuttur. SonicFill 2'ye ait ise henüz daha az sayıda çalışma bulunmaktadır (Monterubbianesi ve ark, 2016; Rocha ve ark, 2017).

2.4.3. Fiberle Desteklenmiş Kompozit Rezinler

Posterior kompozit restorasyonların iki temel başarısızlığı sekonder çürük ve kırılmadır. Restorasyonun ya da çevre diş dokusunun kırılması restorasyon ve diş arasındaki bağlanma arayüzünde oldukça yüksek ayrılma kuvvetlerine sebep olan materyal boyunca oluşan kırılma başlangıcı gibi birçok faktörün sonucudur. Bu sebeple aşırı diş dokusu kaybı, marjinal kenar veya kenarların kaybı, koronal bölgenin belirgin rijidite kaybına bağlı olarak orta seviyedeki C-faktöre rağmen orta ve geniş sınıf II kompozit restorasyonların endikasyon ve uzun dönem prognozları tartışma konusudur (Fráter ve ark, 2014).

Adeziv restorasyonların önemli avantajlarından biri mine ve dentinin yapısını taklit edebilmeleridir, ancak bu iki dokunun arasında yer alan dentinoenamel (DE) birleşimdeki belirgin kollajen formasyonunu taklit etme yönünde bir girişim bulunmamaktadır. DE birleşim alanı dişin stres absorbe etme yeteneğinde role sahiptir; çatlak ucu oluşumuna karşı kalkan görevi (shielding) üstlenmektedir bu sebeple mümkünse korunmalı ya da restoratif aşamalarda taklit edilmelidir. Dental materyalleri güçlendirmek için cam fiberlerin kullanılması konusundaki çalışmalar uzun yıllardır devam etmektedir. Yüksek çiğneme kuvvetine maruz kalan alanlardaki kompozit restorasyonların başarısı yetersiz materyal özellikleriyle sınırlanmaktadır (Garoushi ve ark, 2013). Yakın zamanda arka grup dişlerin geleneksel kompozit restorasyonlarında sık görülen kırılma başarısızlıklarını önlemek amacıyla

geliştirilmiş fiberle desteklenmiş yeni bir kompozit rezin materyal piyasaya sürülmüştür. Kısa fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezin (EverX Posterior, GC), DE birleşimin stres absorbe etme yeteneğini taklit etme amacıyla geliştirilmiştir (Fráter ve ark, 2014).

Yeni geliştirilen bu fiber destekli kompozit rezin çapraz bağlı monomerler ve doğrusal PMMA'nın eşlik ettiği Bis-GMA ve TEGDMA'dan oluşan bir rezin matriks ve buna ilaveten düzensiz E (elektriksel) cam fiberler ve inorganik doldurucudan meydana gelmektedir. Bu rezin kombinasyonu materyalin polimerizasyonu sırasında kompozit rezinin bağlanma özelliklerini ve dayanıklılığını artıran semi-interpenetrating polimer ağ yapısı oluşumunu sağlamaktadır. Kısa ve rastgele dağılımlı fiberler izotropik (materyalin dayanıklılığının kırılma kuvvetinin doğrultusundan bağımsız olarak her yönde aynı olması) bir güçlendirme etkisi sağlarlar (Bijelic-Donova ve ark, 2016).

EverX Posterior (EverX P) kompozit rezin yüksek kuvvet gelen alanlarda özellikle vital ve devital posterior dişlerin geniş kavitelerinde altyapı kaide materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yüksek kuvvet alanlarındaki bir yıllık klinik çalışma test edilen restorasyonların uzun dönem başarısını göstermek için yeterli miktar veya süreyi kapsamasa da materyal bu çalışmada iyi bir klinik performans sergilemiştir (Leprince ve ark, 2014).

2.5. Bağlanma Dayanımı

Bağlanma dayanımı testleri, bağlantı yüzeyinin kesit alanına bölünmüş, bağlanmayı koparmak için gereken kuvvet değeri olan bağlanma dayanımını belirlemede kullanılır (O'Brien, 2008) ve böylece restoratif materyallerin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik başarıları değerlendirilmiş olur (Bek & Eligüzeloğlu, 2008).

Bağlanma dayanımı bağlantı yüzeyinin kesit alanına bölünmüş, bağlanmayı koparmak için gereken kuvvet değeridir (O'Brien, 2008). Bağlanma dayanımı değerleri, su içeriği, smear tabakasının varlığı veya yokluğu, dentin geçirgenliği, dentin tübüllerinin yüzeye ilişki

durumu ve arayüzeydeki gerilim dağılımı ve in vitro testlerin farklılıkları gibi faktörlere bağlı değişiklik gösterebilirler (Anusavice ve ark, 2013). Bağlanma dayanımı testleri, restoratif materyallerin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik başarılarının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (Bek & Eligüzeloğlu, 2008).

İdeal bir bağlanma dayanımı testi uygulaması kolay olmalı; böylece düşük teknik hassasiyet göstermeli ve hızlı uygulanabilir olmalıdır (Van Meerbeek ve ark, 2010; Bayne, 2012). Ancak sıkça kullanılan bağlanma dayanımı testleri, bazı kısıtlamalara sahiptir ve bu kısıtlamalar şu şekilde özetlenebilir: Arayüzeydeki kuvvetlerin eşit şekilde dağılmaması, karmaşık ve koheziv başarısızlıkların yüksek insidans göstermesi, farklı çalışmaların sonuçlarının karşılaştırılabilir olmaması ve düşük klinik anlamlılık göstermeleri gibi Craig, Powers & Sakaguchi, 2012). Bu kısıtlamalar nedeniyle başarılı bağlanmayı sağlamak için gereken bir standart değer belirlenemese de 20Mpa veya daha yüksek değerler kabul edilebilir hedef olarak gösterilmektedir (Anusavice ve ark, 2013).

Bağlanma dayanımı çok çeşitli yöntemlerle test edilebilmektedir. Bu yöntemler bağlanan alan boyutlarına ve uygulanan gerilme şekline göre sınıflandırılabilir. Buna göre sırasıyla makro (4-28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1mm²); çekme (tensile), baskı (compressive), makaslama (shear) ve çapraz (transverse) dayanım testleri şeklinde sınıflandırılırlar (Von Fraunhofer, 2013). Bunlara ilave olarak, adeziv-dentin bağlantılarının yorgunluk direncinin dinamik test edilmesinde kullanılan push-out testi vardır (Van Meerbeek ve ark, 2010).

2.5.1. Çekme testleri

Çekme testlerinde makaslama teslerine göre daha düzenli bir kuvvet dağılımı vardır ve bu özellik sayesinde yüzeyden kopmayı başlatan kuvvet değerleri daha doğru tahmin edilebilir. Bir çekme testinde bağlanma bölgesi dış yüzeyine dik olarak gelen bir kuvvet ile

kırılır (Ayaz, Tağtekin & Yanıkoğlu, 2011). Çekme testlerinde ‘boyun’ bölgesine sahip veya halter şekilli yassı örnekler üzerinde ölçüm yapılır ve bu yüzden örnek hazırlama aşaması makaslama testlerinden daha zordur (Von Fraunhofer, 2013).

2.5.1.1. Makro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi

Simanların sert materyallere (metal alaşımlar, seramik gibi) bağlanma dayanımlarının ölçülmesinde daha çok kullanılan makro çekme testleri çok popüler olmayan yöntemlerdir. Makro çekme testlerinde tipik dentin bağlanma dayanım değerleri yaklaşık 10MPa’dır, koheziv ve karmaşık başarısızlık, örneklerin %35’inde görülmektedir (Kern, Barloi & Yang, 2009).

2.5.1.2. Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi

Mikro çekme testleri ilk kez 1994 yılında Sano tarafından, adezivlerin bağlanma dayanımını geleneksel yöntemlere göre daha doğru ölçmek amacıyla geliştirilmiştir (Bek & Eligüzeloğlu, 2008). Sütun şekilli veya kum saati şekilli örneklerin kullanıldığı mikro çekme testlerinde karmaşık ve koheziv başarısızlık insidansı %20’den düşüktür. Bu testlerde bir dişten yaklaşık 1mm²’lik kesitlerde çok sayıda örnek elde edilebilir, bununla birlikte 30MPa veya daha yüksek dayanım değerlerinde bile bağlanma arayüzeyi başarısızlıkları görülebilir (Amstrong ve ark, 2010)

2.5.2. Makaslama Testleri

Makaslama bağlanma dayanımı testleri, adeziv bir ajan aracılığıyla birleştirilen iki materyalin kırılma gerçekleşinceye kadar, makaslama yüklemesine maruz bırakılması şeklinde gerçekleştirilir ve maksimum kuvvetin bağlanma yüzeyi alanına bölünmesiyle de bağlanma dayanım değeri hesaplanır (Hara, Pimenta & Rodrigues, 2001). Örnekler, substrat materyalinin bağlanma yüzeyine farklı çaplardaki silindirik kalıplar kullanılarak yerleştirilmesiyle hazırlanır. Yüzeylerin bağlanması işleminden sonra ilave örnek hazırlama

aşaması gerektirmeyen, makaslama bağlanma dayanımı testi kolay ve hızlı bir yöntem olduğu için tercih edilmektedir (Van Meerbeek ve ark, 2010). Makaslama testinde, bağlanma arayüzüne, dış yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet uygulanır (Ayaz, Tağtekin & Yanıkoğlu, 2011). Makaslama testlerinde arayüzey başarısızlığını çekme gerilimi oluşturmaktadır ancak uygulanan yükleme modu makaslama şeklindedir (Braga ve ark, 2010).

2.5.2.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makro makaslama bağlanma dayanımı testi uygulaması sırasında universal bir test cihazında tek çentikli keski (chisel), düz-sonlu çubuk veya tel bükümü şekillerinde işlev gören parçalar kullanılabilir ve bunların içinde en yüksek stres konsantrasyonunu keski şekilli parça kullanımı göstermektedir (Braga ve ark, 2010). Makro makaslama ile elde edilen dentin bağlanma dayanım değerleri 10-50MPa arasında değişirken, bu testlerde görülen koheziv ve karmaşık başarısızlıklar sık olmakla birlikte, örneklerin %55'ini etkileyebilmektedir (Anusavice ve ark, 2013).

2.5.2.2. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makro makaslama testlerindeki kısıtlamaların önüne geçebilmek amacıyla daha küçük bağlanma yüzeyine sahip örneklerin kullanıldığı (örneğin, 2mm²'nin altında) mikro makaslama testlerinin kullanılmasına yönelmiştir. 2002 yılında tanıtılan bu yöntemle bir diş üzerinde birden fazla örnek oluşturulması mümkündür (Van Meerbeek ve ark, 2010). Bu testlerdeki değerler yaklaşık 20MPa'dır; karşılaşılan karmaşık ve koheziv başarısızlık insidansı %50'dir (Von Fraunhofer, 2013). Mikro çekme testine göre belirgin avantajı test örneğinin kalıbın uzaklaştırılması sırasında test öncesinde bir strese maruz kalarak hataların ortaya çıkmasıdır. Bu yöntemde restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan kalıpların dezavantajı ise adeziv sistem kalıp yerleştirildikten sonra polimerize edildiğinde

birleşim sınırında kalın adeziv tabakası ya da boşluk gibi hataların meydana gelebilmesidir (Amstrong ve ark, 2010).

2.5.3. Push-out Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntem de push-out testidir. Push-out testi, bir materyalin başka bir materyalden yapılmış bir halkanın (örnek disk içinde bir konik oyuk şeklinde de olabilmektedir) içinden baskı kuvvetleri kullanarak dışarı itilmesini içermektedir (Otani ve ark, 2015). Bu testler diş hekimliğinde özellikle materyallerin kök dentinine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Bergoli, Amaral & Valandro, 2012; Bergoli ve ark, 2012). Mikro çekme testleri ile karşılaştırıldığında fiber postların, kök dentinine bağlanma dayanımlarının ölçülmesinde daha doğru ve güvenilir bir teknik olduğu kanıtlanmıştır (Otani ve ark, 2015). Bu yöntem, kompozitin sınırlı bir alan içinde polimerize olmasını ve bunun sonucunda oluşan polimerizasyon kuvvetlerini de kapsamış olduğu için klinik koşulları daha iyi temsil etmektedir. Dolayısıyla literatürde polimerizasyon derecesi ve polimerizasyon büzülmesi streslerinin ölçüldüğü çalışmalara bağlanma dayanımı parametresinin dahil edildiği durumlarda da kullanılmıştır (Cunha ve ark, 2007).

2.5.4. Yorgunluk ve Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Yorgunluk özelliklerinin belirlenmesi fonksiyon sırasında döngüsel kuvvetlere maruz kalan dental materyaller için oldukça önemlidir. Yorgunluk direncini artmış sıcaklık, nem, sulu ortam ve pH değişiklikleri zayıflatmaktadır. Dolayısıyla yorgunluk parametresi restoratif materyallerin klinik performanslarıyla önemli düzeyde ilişkidir (Ferracane, 2013).

Yorgunluk testleri çekme, baskı ve makaslama koşulları altında gerçekleştirilebilir. Bunun yanında restoratif materyallerde klinikte oluşan yorgunluğun taklit edilebilmesi için termal siklus (Lohbauer ve ark, 2003), çiğneme simülasyonu ve suda ya da farklı sıvı

ortamlarda bekletme (De Oliveira ve ark, 2015; Blumer ve ark, 2015) de laboratuvar testlerinde kullanılan yaklaşımlardır. En yaygın yapay yaşlandırma tekniklerinden biri olan suda bekletme birkaç ay ya da 4-5 yıl (Fukushima ve ark, 2001) gibi sürelerde gerçekleştirilebilir (De Munck ve ark, 2005).

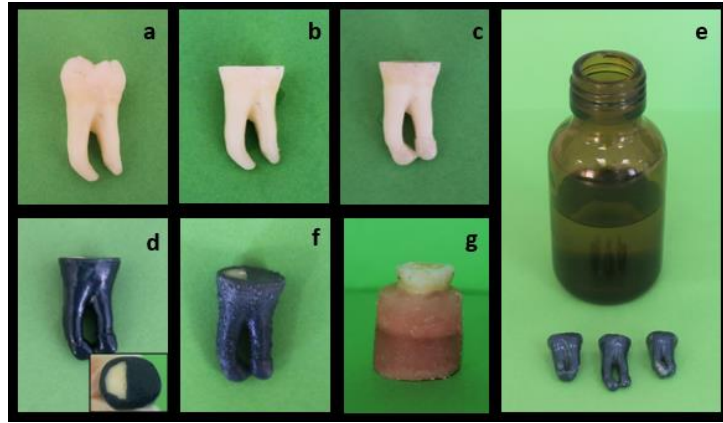
Bir diğer yaygın yöntem olan termal siklus yaklaşımında hem suda bekletmenin hem de sıcaklığın etkileri aynı anda meydana gelmektedir. Termal siklusun bağlanma testi yapılacak örneklerde etki mekanizması iki yolla gerçekleşmektedir. Öncelikle sıcak su korunmayan kollajenlerin hidrolizini artırır ve yetersiz polimerize olmamış rezin oligomerlerini çözer. Bunun yanında restoratif materyallerin yüksek termal genleşme katsayısına bağlı olarak tekrarlayan genleşme ve büzülme dış-materyal arayüzeyinde stres oluşturur. Bu stresler bağlanma arayüzeyinde çatlak ve boşluk açılmasına sebep olarak ağız sıvıları ya da patojenlerin sızıntısına yol açmaktadır (Morresi ve ark, 2014). Termal siklus kullanımına yönelik ISO (International Standards Organization)'nun 11405 kodlu tavsiyesi 5-55°C'lik sıcaklık sınırlarıdır, ancak 15-35°C sıcaklık ve sırasıyla 2-28s bekletme sürelerini tavsiye eden araştırmacılar da olmuştur. Bekletme sürelerinin kısa tutulması yaklaşımı ağız ortamındaki tamponlama mekanizmalarından dolayı dişlerin aşırı soğuk ve sıcak uyarılara maruz kalma süresinin 2-5s olduğunun düşünülmesidir (Schmid-Schwap ve ark, 2011). Döngü sayısına yönelik farklı yorumlar vardır ancak birçok araştırmacının hemfikir olduğu, günde 20 ile 50 arasında döngünün gerçekleştiği hipotezine dayanarak; 10.000 döngünün materyalin yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyonuna karşılık geldiği tahmin edilmektedir (Gale & Darvell, 1999).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada geleneksel mikrohibrit kompozit rezin (Filtek Z250, 3M ESPE, MN, ABD), geleneksel posterior kompozit rezin (G-aenial Posterior, GCCorporation, Tokyo, Japonya), sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit rezin (SonicFill 2, Kerr, CA, ABD) ve fiberle desteklenmiş kompozit rezin (Ever X Posterior, GC Europe N.V., Leuven, Belçika) restoratif materyallerin sağlam ve etkilenmiş dentine makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildi. Deneye ait diğer değişkenler olarak ise bir total etch adeziv sistem (Adper Single Bond 2, 3M ESPE, MN, ABD), bir iki aşamalı self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond, Kuraray Europe GmbH, Almanya) ve bir tek aşamalı self-etch adeziv sistemin (Clearfil Tri-S Bond Plus, Kuraray Europe GmbH, Almanya) yanında frez ve Er:YAG lazer olmak üzere iki farklı preparasyon metodu dahil edildi.

3.1. Test Örneklerinin Hazırlanışı

Çalışmada çürüksüz, restorasyonsuz ve kırık olmayan 240 adet üçüncü molar diş kullanıldı. Deney öncesi dişler %0.1 timol solüsyonunda oda sıcaklığında saklandı. Çekilmiş dişlerin yüzeyindeki yumuşak doku kalıntıları mekanik olarak uzaklaştırıldıktan sonra dişler diş macunu ile fırçalanarak temizlendi (Parham ve ark, 2014) (Şekil 3.1.a). Deney aşamasına başlarken dişlerin okluzal mineleri dentin yüzeyini açığa çıkarmak için horizontal olarak su soğutması altında elmas separe ile kesildi (Şekil 3.1.b) ve diş yüzeyinde mine dokusu kalıp kalmadığı stereomikroskop (Stemi 2000 C Carl Zeiss Microscopy, LLC, NY, ABD) (Şekil 3.2) ile incelenerek doğrulandı. Stereomikroskop görüntüleri AxioVision 4.8.2 SP2 yazılımı ile elde edildi. Dişlerin kök uçları kompozit rezin materyalle (Herculite XRV Ultra, Kerr, CA, ABD) kapatıldı (Şekil 3.1.c). Daha sonra dişler okluzal yüzeylerindeki dentinin bukkolingual orta hattının bir yarısında kalan bölge açıkta kalacak şekilde aside dirençli tırnak cilası ile izole edildi (Şekil 3.1.d).



Şekil 3.1. Test örneklerinin hazırlanma aşamaları. **a.** Artıkların uzaklaştırıldığı temizlenmiş üçüncü molar dişi. **b.** Okluzal minenin kesilmesi. **c.** Kök apekslerinin kompozit rezin ile tıkanması. **d.** Diş yüzeyinin okluzal yüzeyin yarısında bir pencere açıkta bırakarak aside dirençli tırnak cilası ile kaplanması. **e.** Üçer adet dişin ışık geçirmez cam şişe içinde demineralizasyon solüsyonu içine yerleştirilmesi. **f.** Dişin demineralizasyon solüsyonundan çıkarılması. **g.** Dişin akrilik rezin bloğuna gömülmesi.



Şekil 3.2. Stereomikroskop cihazı.

Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı'nda 50mM asetik asit, 3mM ($\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), 3mM KH_2PO_4 ve 6 μM metilhidroksi-difosfanat (pH 4.50, 37°C) içeren demineralizasyon solüsyonu hazırlandı (Joves ve ark, 2013; Joves ve ark, 2014).

Dişler üçlü gruplar halinde her diş başına 10ml demineralizasyon solüsyonu içeren, ışık geçirmeyen şişeler içinde 37⁰ C’de etüvde (INB 200, Memmert GmbH, Almanya) (Şekil 3.3), 3 hafta süreyle bekletilerek yapay demineralizasyon oluşturuldu (Şekil 3.1.g). Dişler 3 haftanın sonunda distile su ile yıkanıp, lazer floresens teşhis yöntemi (DIAGNOdent pen 2190 (KaVo, Biberach, Almanya) (Şekil 3.4) ile oluşan demineralizasyon değerleri ölçüldü (Şekil 3.5) (Cehreli ve ark, 2003). DIAGNOdent ile ölçüm yapıldığında 35±5 değerlerini veren dişlerin demineralizasyon süreci sonlandırılırken (Şekil 3.1.e), bu değerlere ulaşmayan dişlerin demineralizasyon sürecine devam edildi. Böylece aynı diş üzerinde sağlam ve demineralize dentin yüzeyleri elde edildi.



Şekil 3.3.a. Etüv. b. Örneklerin etüvde bekletilmesi.



Şekil 3.4. Lazer floresens teşhis yöntemi için kullanılan cihaz.



Şekil 3.5. Lazer floresens teşhis yöntemi ile demineralizasyon değeri ölçülmesi.

Bu aşamayı takiben tırnak cilası diş yüzeylerinden mekanik olarak uzaklaştırıldı ve silindirik kalıplar (1,5cm çap, 1,5cm yükseklik) kullanılarak dişler akrilik rezin bloklara gömüldü (Şekil 3.1.f).

Dişler çalışmada kullanılacak kompozit rezinlere göre rastgele 4 gruba ayrıldı (n=60/grup), daha sonra bu gruplar çalışmada kullanılacak preparasyon metotları ve adeziv sistemlere göre 6 alt gruba ayrılmıştır (n=10) (Tablo 3.1).

	1. Z250				2. GP			
	Frez		Lazer		Frez		Lazer	
	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş
Adper Single Bond 2	1a ¹	1a ²	1d ¹	1d ²	2a ¹	2a ²	2d ¹	2d ²
Clearfil SE Bond	1b ¹	1b ²	1e ¹	1e ²	2b ¹	2b ²	2e ¹	2e ²
Clearfil Tri-S Bond	1c ¹	1c ²	1f ¹	1f ²	2c ¹	2c ²	2f ¹	2f ²
	3. SF 2				4. EX			
	Frez		Lazer		Frez		Lazer	
	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş	Sağlam	Etkilenmiş
Adper Single Bond 2	3a ¹	3a ²	3d ¹	3d ²	4a ¹	4a ²	4d ¹	4d ²
Clearfil SE Bond	3b ¹	3b ²	3e ¹	3e ²	4b ¹	4b ²	4e ¹	4e ²
Clearfil Tri-S Bond	3c ¹	3c ²	3f ¹	3f ²	4c ¹	4c ²	4f ¹	4f ²

Tablo 3.1. Test gruplarının şematik görünümü.

Gruplar:

1.grup: Z250 (Geleneksel mikrohibrit kompozit rezin)

1a: Frez+Adper Single Bond 2+Z250

1b: Frez+Clearfil SE Bond+Z250

1c: Frez+Clearfil Tri-S Bond+Z250

1d: Er:YAG Lazer+ Adper Single Bond 2+Z250

1e: Er:YAG Lazer+ Clearfil SE Bond+Z250

1f: Er:YAG Lazer+ Clearfil Tri-S Bond+Z250

2.grup: G-aenial Posterior (Geleneksel posterior kompozit rezin)

2a: Frez+ Adper Single Bond 2+ G-aenial Posterior

2b: Frez++ Clearfil SE Bond + G-aenial Posterior

2c: Frez+ Clearfil Tri-S Bond + G-aenial Posterior

2d: Er:YAG Lazer+ Adper Single Bond 2+ G-aenial Posterior

2e: Er:YAG Lazer+ Clearfil SE Bond + G-aenial Posterior

2f: Er:YAG Lazer+ Clearfil Tri-S Bond + G-aenial Posterior

3.grup: SonicFill 2(Sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit rezin)

3a: Frez+ Adper Single Bond 2+ SonicFill 2

3b: Frez+ Clearfil SE Bond + SonicFill 2

3c: Frez+ Clearfil Tri-S Bond + SonicFill 2

3d: Er:YAG Lazer+ Adper Single Bond 2+ SonicFill 2

3e: Er:YAG Lazer+ Clearfil SE Bond + SonicFill 2

3f: Er:YAG Lazer+ Clearfil Tri-S Bond + SonicFill 2

4.grup: EverX Posterior(Fiberle desteklenmiş kompozit rezin)

4a: Frez+ Adper Single Bond 2+ EverX Posterior

4b: Frez+ Clearfil SE Bond + EverX Posterior

4c: Frez+ Clearfil Tri-S Bond + EverX Posterior

4d: Er:YAG Lazer+ Adper Single Bond 2+ EverX Posterior

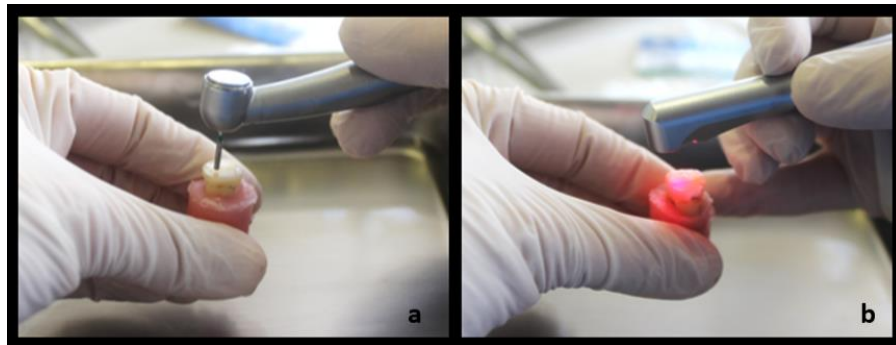
4e: Er:YAG Lazer+ Clearfil SE Bond + EverX Posterior

4f: Er:YAG Lazer+ Clearfil Tri-S Bond + EverX Posterior

Frez preparasyonuna ait gruptaki dişlerin oklüzal dentin yüzeylerinin tamamı yeşil kuşak fissür frez (No:137L, Hager&Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) ile yüksek devirli türbin kullanarak 10sn prepare edildi. Lazer preparasyonuna ait gruptaki dişlerin oklüzal dentin yüzeylerinin tamamı Er:YAG lazer (KaVo K-E-Y Laser3⁺ 1343, KaVo Dental GmbH, Almanya) (Şekil 3.6) 10 hertz frekans, 300mJ, 3W güç ile su soğutması altında non-kontakt 2060 kodlu başlığı (KaVo Dental GmbH, Almanya) ile 10sn prepare edildi (Şekil 3.7).

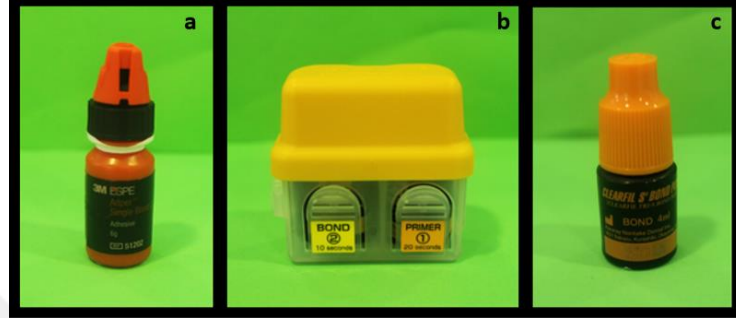


Şekil 3.6. Er:YAG lazer cihazı.



Şekil 3.7.a. Frez ile preparasyon. b. Er:YAG lazer ile preparasyon

Prepare edilen dişler kullanılan adeziv sistemlere göre u gruba ayrıldı ve üretici talimatlarına uygun olarak uygulandı (şekil 3.8) (Tablo 3.2). Tüm adeziv sistemler 10sn ışık uygulanarak sertleştirildi (LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye).



şekil 3.8. Adeziv sistemler. **a.** Adper Single Bond 2. **b.** Clearfil SE Bond. **c.** Clearfil Tri-S Bond.

Adeziv sistem	İçerik	Uygulama prosedürü	Lot No.
<p>Adper Single Bond 2</p> <p>Scotbond Universal Etchant</p> <p>(3M ESPE, MN, ABD)</p>	<p>Asit: %37 fosforik asit, su, sentetik amorf silika</p> <p>Bond: Etil alkol, Bis-GMA, silanlanmış silika, HEMA, gliserol 1,3-dimetakrilat, diüretan dimetakrilat, akrilik kopolimer ve itaconik asit, EDMAB, UDMA, difeniliodonyum hekzaflorofosfat</p>	<p>Asit uygulanır, 15s beklendikten sonra 10s yıkanır.</p> <p>Bond uygulanır, 10s ışık ile polimerize edilir.</p>	N645435
<p>Clearfil SE Bond</p> <p>(Kuraray Europe GmbH, Almanya)</p>	<p>Primer: 10-MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-dietanol-p-toluidin, su</p> <p>Bond: 10-MDP, BisGMA, HEMA, N,N-dietanol-p-toluidin, silanlanmış koloidal silika</p>	<p>Primer uygulanır, 20s beklenir ve hafif hava ile kurutulur.</p> <p>Bond uygulanır, hafif hava ile kurutulur. 10s beklendikten sonra 10s ışık ile polimerize edilir.</p>	000196
<p>Clearfil Tri-S Bond Plus</p> <p>(Kuraray Europe GmbH, Almanya)</p>	<p>HEMA, MDP, BisGMA, hidrofobik dimetakrilat, su, koloidal silika, kamforokinon</p>	<p>Bond uygulanır, 10s beklenir. 10s ışık ile polimerize edilir.</p>	9M0056

Tablo 3.2. Adeziv sistem materyallerinin özellik ve uygulama prosedürleri.

Preparasyon ve adeziv sistem basamakları tamamlandıktan sonra dişler üzerindeki her iki yüzeye kompozit rezinler şeffaf silindir kalıplar (3mm çap, 4mm yükseklik) kullanılarak uygulandı. Geleneksel kompozit rezinler (Filtek Z250, 3M ESPE, MN, ABD; G-aenial Posterior, GCCorporation, Tokyo, Japonya) iki tabaka (2+2mm) halinde uygulanırken, sonik aktivasyonlu bulk fill kompozit rezin (SonicFill 2, Kerr, CA, ABD) sonik aktivasyon başlığı (SONICfill 2010, KerrHawe, Bioggio, İsviçre) (Şekil 3.9) ile tek tabaka halinde ve fiber destekli kompozit rezin (Ever X Posterior, GC Europe N.V., Leuven, Belçika) ise tek tabaka halinde kompül tabancası ile uygulandı. Tüm kompozit rezin materyaller 20sn süre ile ışık uygulanarak sertleştirildi (LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye). Kullanılan kompozit rezin materyallerin özellikleri Tablo 3.3'te

gösterilmektedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.9. SonicFill aktivasyon başlığı.



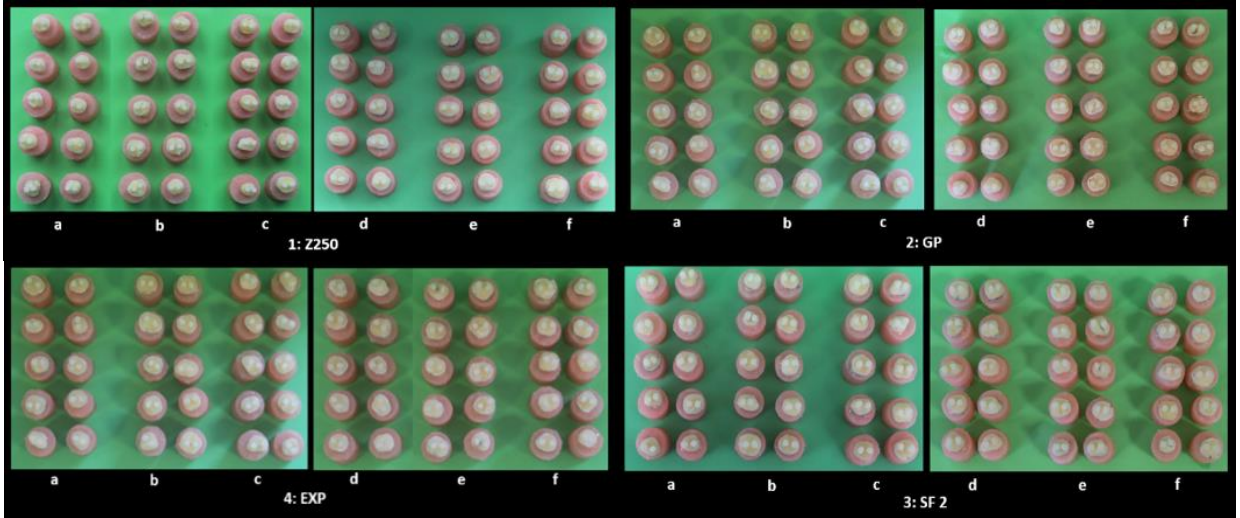
Şekil 3.10. Kompozit rezin materyaller. a. Filtek Z250. b. G-aenial Posterior. c. SonicFill 2.

d. EverX Posterior.

Kompozit	Rezin matrisi	Doldurucu	Lot No.
Filtek Z250 (3M ESPE, MN, ABD Mikrohibrit Kompozit Rezin)	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA, TEGMA	Hacimce %60, ağırlıkça %75- 85 0.01-3.5µm Zirkonya, silika	N763204
G-aenial Posterior (GC Corporation, Tokyo, Japonya Mikrohibrit Kompozit Rezin)	UDMA, dimetakrilat	Hacimce %65 Silika, stronsiyum ve lantanoid içeren pre- polimerize partiküller İnorganik doldurucular (floroaluminosilikat > 100 nm; fumed silika < 100 nm)	160107A
SonicFill 2 (Kerr, CA, ABD Sonik Aktivasyonlu Bulk fill Kompozit Rezin)	TEGDMA, EDMAB (etoksile bisfenol) Poli (oksi-1,2 etanedil), α, α'-[(1-metiletiliden) di-4,1 fenilen] bis [ω-(2-metil-1- okso-2- propenil)oksi] %0.1-1 2,2'- etilendioksidietyl dimetakrilat	Hacimce %66, ağırlıkça % 88,4 Silisyum dioksit, baryum cam	5767355
Ever X Posterior (GC Europe N.V., Leuven, Belçika Fiber Destekli Kompozit Rezin)	Bis-GMA, PMMA, TEGDMA	Hacimce %53.6, ağırlıkça %74.2 Kısa E-cam fiber doldurucu, baryum cam	1601291

Tablo 3.3. Kompozit rezin materyaller ve özellikleri.

Böylece bir diş üzerinde sağlam ve etkilenmiş dentin olmak üzere, toplamda 480 test örneği elde edildi (Şekil 3.11). Hazırlanan örnekler 24 sa, 37°C'de, distile su içinde etüvde (INB 200, Memmert GmbH, Almanya) bekletildi.



Şekil 3.11. Tüm çalışma gruplarına ait örneklerin görünümü.

Örneklerin yapay yaşlandırılması 5-55°C sıcaklıklarda, 30sn su banyolarında ve 10sn dışarıda bekletme süreleri olmak üzere, termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) (Şekil 3.12) 10000 döngü ile gerçekleştirildi.



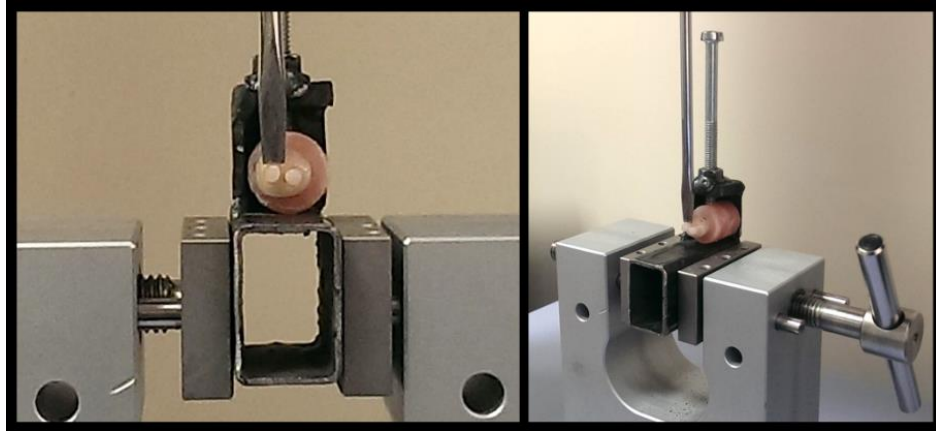
Şekil 3.12. Termal siklus cihazı.

3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma değerlerinin elde edilmesi amacıyla üniversal test cihazı (AGS-X Serisi masaüstü tipi, Shimadzu Europa GmbH, Almanya) (Şekil 3.13) kullanıldı. Örneklerin cihaza sabit bir şekilde yerleştirilebilmesi için metal alaşımdan oluşan, vidalı bir sıkıştırma sistemine sahip bir düzenek tasarlandı (Şekil 3.14). Test sırasında 0.5mm/dk hızda, bıçak ağzı şeklinde sonlanan bir uç, silindir şeklindeki kompozit örneğiyle dik açı yapacak şekilde tek noktadan temas ederek kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Kompozit rezin örneklerin dentin yüzeyinden kopma anlarındaki kuvvetler sistemin bağlı bulunduğu bilgisayarda TrapeziumX 1.4.0 programı tarafından kaydedilip bağlanma yüzey alanına bölünerek hesaplandı (N/mm²).



Şekil 3.13. Üniversal test cihazı.



Şekil 3.14. Test örneğinin üniversal test cihazına yerleştirilmesi.

3.3. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve karışık (mixed) olarak sınıflandırıldı. Adeziv tip, kırılmanın dentin ile rezin materyali arasında gerçekleştiği; koheziv tip, kırılmanın rezin materyalin içinde gerçekleştiği ve karışık tip ise aynı yüzeyde her iki çeşidin görüldüğü başarısızlık tipidir. Bu değerlendirme stereomikroskop (Stemi 2000 C Carl Zeiss Microscopy, LLC, NY, ABD) altında incelenerek belirlendi.

3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülemesi

Örnekler üzerinde hibrit tabaka oluşumu SEM görüntüleri elde edilerek değerlendirildi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanıldı. Her gruptan rastgele ikişer örnek seçildi. Örnekler ideal görüntü elde edilebilmesi amacıyla bazı hazırlık aşamalarına tabi tutuldu. Öncelikle 5sn, %10'luk fosforik asit uygulanan örnekler distile suyla yıkandı. Daha sonra 60sn EDTA ile muamele edilen örnekler 10dk, %5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) ile yıkandı. Tekrar distile su ile yıkanan örnekler her aşama için 30dk olmak üzere; %60, %70, %90 ve %100 alkol çözeltilerinde bekletilerek seri dehidrasyona

uğratıldı. Hazırlanan örnekler havasız bir ortamda vakum cihazı (Quorum SC7620, Quorum Technologies Ltd, İngiltere) (Şekil 3.15) ile vakumlandıktan sonra örnek yüzeyleri Au-Pd kaynağıyla kaplandı (Şekil 3.16.). Görüntüler SEM cihazı (Jeol JSM-7001F, Japonya) ile x1 000 büyütme altında (Şekil 3.17) alındı.



Şekil 3.15. Vakum cihazı.



Şekil 3.16. Görüntüleme öncesi vakumlanıp Au-Pd kaplama yapılmış örnekler.



Şekil 3.17. Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM).

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verildi. Bağlanma dayanımının faktörler yönünden farklılığı için iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, tek yönlü varyans analizi ve dört yönlü varyans analizinden yararlandı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4.BULGULAR

4.1.Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı ortalamaları Şekil 4.1’de; gruplar arası karşılaştırmalarda istatistiksel farklılık gösteren değişkenler Tablo 4.1’de gösterilmiştir ($p<0.05$).

Bağımlı değişken: Bağlanma dayanımı					
Değişim kaynağı	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	p
Dentin	974,659	1	974,659	215,539	<0,001
Preparasyon	2,300	1	2,300	0,509	0,476
Kompozit	553,298	3	184,433	40,786	<0,001
Adeziv	428,705	2	214,352	47,403	<0,001
Dentin * Preparasyon	21,403	1	21,403	4,733	0,030
Dentin * Kompozit	7,977	3	2,659	0,588	0,623
Dentin * Adeziv	77,391	2	38,695	8,557	<0,001
Preparasyon * Kompozit	163,991	3	54,664	12,088	<0,001
Preparasyon * Adeziv	59,774	2	29,887	6,609	0,001
Kompozit * Adeziv	166,298	6	27,716	6,129	<0,001
Dentin * Preparasyon * Kompozit	38,418	3	12,806	2,832	0,038
Dentin * Preparasyon * Adeziv	26,672	2	13,336	2,949	0,053
Dentin * Kompozit * Adeziv	33,516	6	5,586	1,235	0,287
Preparasyon * Kompozit * Adeziv	57,415	6	9,569	2,116	0,049
Dentin * Preparasyon * Kompozit * Adeziv	20,102	6	3,350	0,741	0,617

Tablo 4.1. ANOVA tablosu (Dört yönlü varyans analizi).

Bağlanma dayanımına ait değişkenlerden farklı dentin nitelikleri bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir ($p<0.05$), sağlam dentine ait bağlanma dayanım değerleri etkilenmiş dentinden daha yüksek sonuç vermiştir (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2).

Kompozit rezin farklılığı bağlanma dayanımlarını anlamlı olarak etkileyen bir faktör olmuştur ($p<0.05$) ve *Z250* (1.grup) ile *GP* (2.grup), *EX* (4.grup) arasında anlamlı fark izlenmişken, *SF 2* (3.grup) ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2). *EX* (4.grup) diğer tüm kompozit rezin gruplarından anlamlı farklılık sergilemiştir (Tablo 4.2).

Adeziv sistem farklılığı bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir ($p<0.05$); *Single Bond* ve *SE Bond* arasında anlamlı fark bulunmamışken, *Tri-S Bond* diğer iki adeziv sistemden anlamlı farklılık sergilemiştir (Tablo 4.2).

Değerlendirilen parametreler içinde sadece farklı preparasyon teknikleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2).

Değişkenler		n	Bağlanma dayanımı		t,F	p
			Ort			
Dentin	Sağlam	240	24,68±3,04	a	11,359	<0,001
	Etkilenmiş	240	21,83±2,42	b		
Preparasyon	Frez	240	23,33±3,38	a	0,490	0,625
	Lazer	240	23,19±2,79	a		
Kompozit	Z250	120	22,15±3,71	a	21,773	<0,001
	GP	120	23,05±2,65	b		
	SF	120	22,81±2,19	ab		
	EverX	120	25,03±2,87	c		
Adeziv	Single Bond	160	23,97±3,09	a	24,598	<0,001
	SE Bond	160	23,88±2,80	a		
	Tri-s Bond	160	21,92±2,97	b		

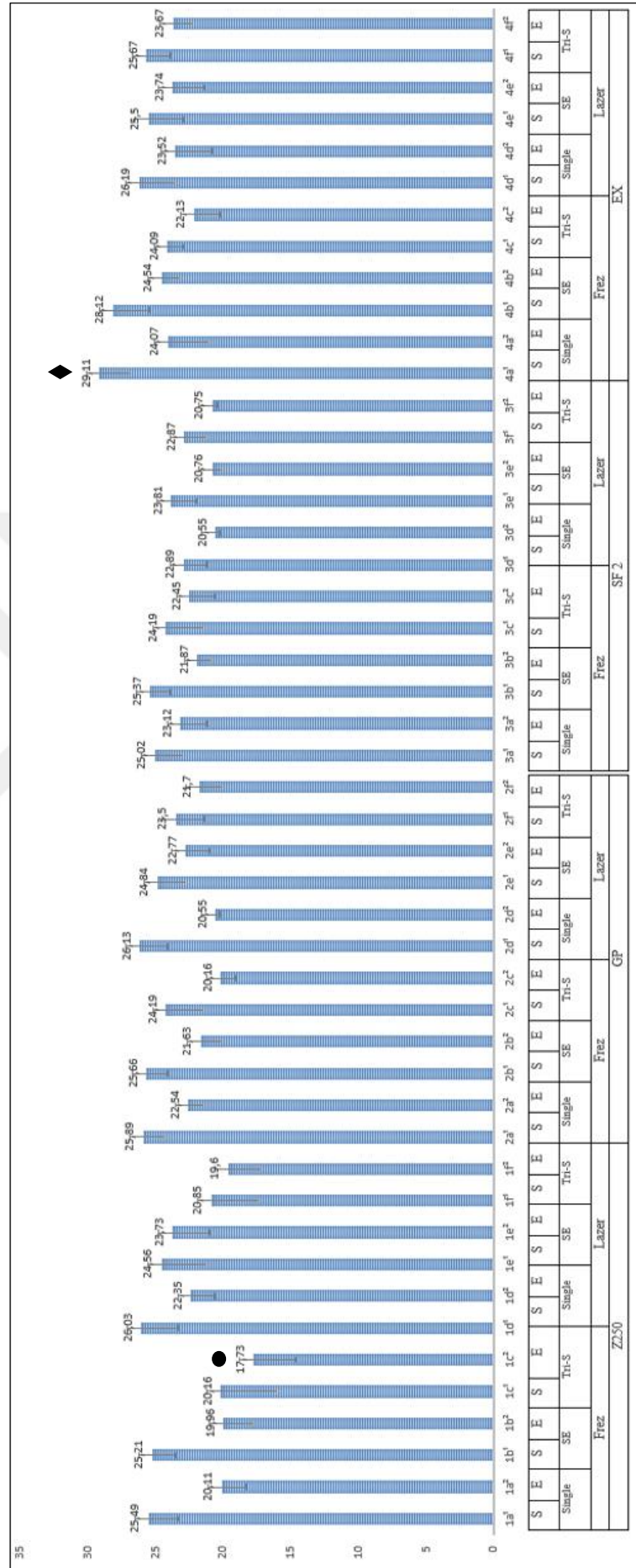
Tablo 4.2. Bağlanma dayanımının değişkenler yönünden dağılımı. Veriler ortalama±standart sapma şeklinde gösterilmiştir. *t*: İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi. *F*: Tek yönlü varyans analizi.

Çalışmanın test gruplarına ait bağlanma dayanımı ortalamaları Şekil 4.1’de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre en yüksek değer, sağlam dentinde *EX*’in ‘*frez+Single Bond*’ grubuna aittir, en düşük değer ise etkilenmiş dentinde *Z250*’nin ‘*frez+Tri-S Bond*’ grubunda bulunmuştur (Şekil 4.1).

Z250 ve *GP*’nin en yüksek bağlanma dayanımı sağlam dentinde ‘*lazer+Single Bond*’, en düşük değeri etkilenmiş dentinde ‘*frez+Tri-S Bond*’ gruplarında tespit edilmiştir. *SF* 2’nin en yüksek sonuçlarına sağlam dentinde ‘*frez+SE Bond*’, en düşük değerine

etkilenmiş dentinde '*lazer+Single Bond*' gruplarında rastlanmıştır. *EX*'in ise en yüksek değeri sağlam dentinin '*frez+Single Bond*', en düşük değeri etkilenmiş dentinde '*frez+Tri-S Bond*' gruplarında gözlenmiştir.





Şekil 4.1. Tüm gruplara ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri. ‘●’ simgesi en düşük bağlanma dayanımı, ‘◆’ en yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir.

4.1.1. Kompozit Rezinlerin Farklı Dentin, Preparasyon ve Adeziv Sistemler Koşullarındaki Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Kompozit rezinlerin, 'preparasyon+adeziv' kombinasyonlarının farklı dentin niteliklerine ait bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılıkları Tablo 4.3'de gösterilmektedir.

Z250'nin '*lazer+SE Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*' gruplarında sağlam ve etkilenmiş dentin arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

GP'nin '*frez+Tri-S Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*' gruplarında sağlam ve etkilenmiş dentin arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

SF 2'nin '*frez+Tri-S Bond*' gruplarında sağlam ve etkilenmiş dentin arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

EX'in '*lazer+SE Bond*' gruplarında sağlam ve etkilenmiş dentin arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3). Tüm bu gruplarda istatistiksel farklılık ortaya çıkmamış olsa da sağlam dentine ait bağlanma dayanımları etkilenmiş dentin değerlerinden sayısal olarak yüksek olmuştur.

Tüm bu gruplar haricinde, tüm kompozit rezinlerin farklı preparasyon ve adeziv sistem koşullarında sağlam dentin değerleri etkilenmiş dentin değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

Preparasyon	Adeziv	Kompozit	Dentin			
			Sağlam		Etkilenmiş	
Frez	Single Bond	Z250	25,49±2,2	a,x	20,11±1,85	a,y
		GP	25,89±1,55	a,x	22,54±1,05	a,y
		SF 2	25,02±2	a,x	23,12±1,91	b,y
		EX	29,11±2,22	b,x	24,07±3,03	b,y
	SE Bond	Z250	25,21±1,71	a,x	19,96±2,15	a,y
		GP	25,66±1,56	ab,x	21,63±1,51	a,y
		SF 2	25,37±1,45	a,x	21,87±0,99	a,y
		EX	28,12±2,66	b,x	24,54±1,29	b,y
	Tri-S Bond	Z250	20,16±4,1	a,x	17,73±3,12	a,y
		GP	21,24±3,09	a,x	20,16±1,09	ab,x
		SF 2	24,19±2,75	b,x	22,45±1,89	b,x
		EX	24,09±1,2	b,x	22,13±1,88	b,y
Lazer	Single Bond	Z250	26,03±2,7	a,x	22,35±1,71	ab,y
		GP	26,13±2,06	a,x	20,55±0,36	a,y
		SF 2	22,89±1,75	b,x	20,55±0,36	a,y
		EX	26,19±2,61	a,x	23,52±2,74	b,y
	SE Bond	Z250	24,56±3,29	a,x	23,73±2,75	a,x
		GP	24,84±2,05	a,x	22,77±1,77	ab,y
		SF 2	23,81±1,87	a,x	20,76±0,6	b,y
		EX	25,5±2,59	a,x	23,74±2,33	a,x
	Tri-S Bond	Z250	20,85±3,39	a,x	19,6±2,41	a,x
		GP	23,5±2,15	bc,x	21,7±1,55	ab,x
		SF 2	22,87±1,56	ac,x	20,75±0,3	a,y
		EX	25,67±1,83	b,x	23,67±1,41	b,y

Tablo 4.3. Bağlanma dayanımının kompozit rezinlerde ‘preparasyon+adeziv’ kombinasyonları ve farklı dentin niteliklerine göre dağılımı (ab: Gruplar arası karşılaştırma (*Dikey*), xy: Gruplararası karşılaştırma (*Yatay*)).

Kompozit rezinlerin 'preparasyon+adeziv' kombinasyonlarında farklı dentin niteliklerine ait bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılıkları Tablo 4.4'de gösterilmektedir.

Tüm kompozitlere ait örneklerin, her iki preparasyon koşulunda *Single Bond* gruplarında ve '*frez+SE Bond*' gruplarında sağlam dentin bağlanma dayanımları etkilenmiş dentin bulgularından anlamlı daha yüksek değerler olmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

Z250'nin '*frez+Tri-S Bond*', GP'nin '*lazer+SE Bond*', SF 2'nin '*lazer+SE Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*' grupları ve EX'in '*frez+Tri-S Bond*' ile '*lazer+Tri-S Bond*' gruplarında sağlam dentin bağlanma dayanımları etkilenmiş dentin bulgularından anlamlı daha yüksek değerler olmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

Z250'nin '*lazer+SE Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*', GP'nin '*frez+Tri-S Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*', SF 2'nin '*frez+Tri-S Bond*' ve EX'in '*lazer+SE Bond*' gruplarının sağlam ve etkilenmiş dentin gruplarında fark ortaya çıkmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4). Ancak bu gruplarda da sağlam dentin gruplarının sayısal olarak daha yüksek seviyelerde olduğu gözlenmiştir.

Kompozit	Adeziv	Dentin	Preparasyon			
			Frez		Lazer	
Z250	Single Bond	Sağlam	25,49±2,2	a,x	26,03±2,7	a,x
		Etkilenmiş	20,11±1,85	b,x	22,35±1,71	b,y
	SE Bond	Sağlam	25,21±1,71	a,x	24,56±3,29	a,x
		Etkilenmiş	19,96±2,15	b,x	23,73±2,75	a,y
	Tri-s Bond	Sağlam	20,16±4,1	a,x	20,85±3,39	a,x
		Etkilenmiş	17,73±3,12	b,x	19,6±2,41	a,x
GP	Single Bond	Sağlam	25,89±1,55	a,x	26,13±2,06	a,x
		Etkilenmiş	22,54±1,05	b,x	20,55±0,36	b,y
	SE Bond	Sağlam	25,66±1,56	a,x	24,84±2,05	a,x
		Etkilenmiş	21,63±1,51	b,x	22,77±1,77	b,x
	Tri-s Bond	Sağlam	21,24±3,09	a,x	23,5±2,15	a,y
		Etkilenmiş	20,16±1,09	a,x	21,7±1,55	a,x
SF 2	Single Bond	Sağlam	25,02±2	a,x	22,89±1,75	a,y
		Etkilenmiş	23,12±1,91	b,x	20,55±0,36	b,y
	SE Bond	Sağlam	25,37±1,45	a,x	23,81±1,87	a,x
		Etkilenmiş	21,87±0,99	b,x	20,76±0,6	b,x
	Tri-s Bond	Sağlam	24,19±2,75	a,x	22,87±1,56	a,x
		Etkilenmiş	22,45±1,89	a,x	20,75±0,3	b,x
EX	Single Bond	Sağlam	29,11±2,22	a,x	26,19±2,61	a,y
		Etkilenmiş	24,07±3,03	b,x	23,52±2,74	b,x
	SE Bond	Sağlam	28,12±2,66	a,x	25,5±2,59	a,y
		Etkilenmiş	24,54±1,29	b,x	23,74±2,33	a,x
	Tri-s Bond	Sağlam	24,09±1,2	a,x	25,67±1,83	a,x
		Etkilenmiş	22,13±1,88	b,x	23,67±1,41	b,x

Tablo 4.4. Kompozit rezinlerin adeziv sistem gruplarında farklı dentin nitelikleri ve preparasyon tekniklerine ait bağlanma dayanımlarının dağılımı (ab: Gruplar arası karşılaştırma (*Dikey*), xy: Gruplararası karşılaştırma (*Yatay*)).

Kompozit rezinlerin farklı dentin nitelikleri ve adeziv sistem gruplarında preparasyon tekniklerine ait bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılıklar tabloda (Tablo 4.4) gösterilmektedir.

Z250'nin sağlam dentinde herhangi bir adeziv sistem grubunda ve etkilenmiş dentinde *Tri-S Bond* grubunda *frez* ve *lazer* preparasyonları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Z250'nin etkilenmiş dentinde *Single Bond* ve *SE Bond* gruplarında lazer frezden anlamlı yüksek sonuç vermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

GP'nin sağlam dentinde *Single Bond* ve *SE Bond*; etkilenmiş dentinde *SE Bond* ve *Tri-S Bond* gruplarında *frez* ve *lazer* preparasyonları arasında istatistiksel farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

GP'nin sağlam dentinde *Tri-S Bond* gruplarında lazer frezden; etkilenmiş dentinde *Single Bond* gruplarında frez lazerden anlamlı yüksek sonuçlar ortaya koymuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

SF 2'nin sağlam dentinde *SE Bond* ve *Tri-S Bond*; etkilenmiş dentinde *SE Bond* ve *Tri-S Bond* gruplarında frez ve lazer preparasyonları anlamlı fark yaratmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

EX'in sağlam dentinde *Tri-S Bond*; etkilenmiş dentinde ise hiçbir adeziv sistem grubunda *frez* ve *lazer* preparasyonları arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Dentin	Preparasyon	Kompozit	Adeziv					
			Single Bond		SE Bond		Tri-S Bond	
Sağlam	Frez	Z250	25,49±2,2	a,x	25,21±1,71	a,x	20,16±4,1	a,y
		GP	25,89±1,55	a,x	25,66±1,56	ab,x	21,24±3,09	a,y
		SF 2	25,02±2	a,x	25,37±1,45	a,x	24,19±2,75	b,x
		EX	29,11±2,22	b,x	28,12±2,66	b,x	24,09±1,2	b,y
	Lazer	Z250	26,03±2,7	a,x	24,56±3,29	a,x	20,85±3,39	a,y
		GP	26,13±2,06	a,x	24,84±2,05	a,xy	23,5±2,15	bc,y
		SF 2	22,89±1,75	b,x	23,81±1,87	a,x	22,87±1,56	ac,x
		EX	26,19±2,61	a,x	25,5±2,59	a,x	25,67±1,83	b,y
Etkilenmiş	Frez	Z250	20,11±1,85	a,x	19,96±2,15	a,xy	17,73±3,12	a,y
		GP	22,54±1,05	ab,x	21,63±1,51	a,xy	20,16±1,09	ab,y
		SF 2	23,12±1,91	b,x	21,87±0,99	a,x	22,45±1,89	b,x
		EX	24,07±3,03	b,xy	24,54±1,29	b,x	22,13±1,88	b,y
	Lazer	Z250	22,35±1,71	ab,x	23,73±2,75	a,x	19,6±2,41	a,y
		GP	20,55±0,36	a,x	22,77±1,77	ab,x	21,7±1,55	ab,x
		SF 2	20,55±0,36	a,x	20,76±0,6	b,x	20,75±0,3	a,x
		EX	23,52±2,74	b,x	23,74±2,33	a,x	23,67±1,41	b,x

Tablo 4.5. Dentin nitelikleri ve preparasyon teknikleri gruplarında farklı adeziv sistem ve kompozit rezinlere göre bağlanma dayanımlarının dağılımı (ab: Gruplar arası karşılaştırma (*Dikey*), xy: Gruplararası karşılaştırma (*Yatay*)).

Single Bond ile *SE Bond* arasında anlamlı fark olmayıp ($p>0.05$), *Tri-S Bond*'un anlamlı düşük ($p<0.05$) değer verdiği gruplar; Z250'nin sağlam dentinde *frez* ve *lazer*, etkilenmiş dentinde *lazer* grubu, GP'nin sağlam dentinde *frez* grubu ve EX'in sağlam dentinde *frez* ve *lazer* grupları olmuştur (Tablo 4.5).

Adeziv sistemler arasında anlamlı farklılığın gözlenmediği ($p>0.05$) gruplar; GP'nin etkilenmiş dentinde *lazer*, SF 2'nin tüm preparasyon ve dentin koşulları, EX'in etkilenmiş dentinde *lazer* grupları olmuştur (Tablo 4.5).

Single Bond ile *SE Bond* arasında ve *Tri-S Bond* ile *SE Bond* arasında anlamlı farklılık yokken ($p>0.05$), *Single Bond*'un *Tri-S Bond*'dan anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.05$) duruma Z250'nin etkilenmiş dentinde *frez*, *GP*'nin sağlam dentinde *lazer* ve etkilenmiş dentinde *frez* gruplarında rastlanmıştır (Tablo 4.5).

Single Bond ile *SE Bond* arasında ve *Single Bond* ile *Tri-S Bond* arasında anlamlı farklılık bulunmayıp ($p>0.05$), *SE Bond*'un *Tri-S Bond*'dan anlamlı yükseklik ($p<0.05$) ortaya koyduğu durum ise sadece *EX*'in etkilenmiş dentinde *frez* grubunda gözlenmiştir (Tablo 4.5).

4.1.2. Farklı Dentin, Preparasyon ve Adeziv Sistemler Koşullarında Kompozit Resinlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

4.1.2.1. Sağlam Dentinde Preparasyon+Adeziv Sistem Koşullarının Kompozit Resinler Arasında Değerlendirilmesi

Sağlam dentinde 'preparasyon+adeziv' kombinasyonlarının kompozit resin grupları arasındaki farklılıkları tabloda (Tablo 4.3) gösterilmektedir.

'*Frez+Single Bond*' gruplarında *EX* diğer kompozitlerden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Frez+SE Bond*' gruplarında Z250, *GP* ve *SF 2* arasında ve *EX* ile *GP* arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$); *EX*, *GP* dışındaki kompozitlerden anlamlı yüksek sonuç sergilemiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Frez+Tri-S Bond*' gruplarında Z250 ile *GP* arasında anlamlı fark yokken ($p>0.05$), bu gruplar *SF 2* ve *EX*'ten anlamlı düşük değerler göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Lazer+Single Bond*' gruplarında *SF 2* diğer kompozitlerden anlamlı düşük değerlere sahip olmuştur ($p<0.05$); Z250, *GP*, *EX* arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

'*Lazer+SE Bond*' gruplarında kompozitler arasında istatistiksel anlamlı fark ortaya çıkmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

'*Lazer+Tri-S*' gruplarında *Z250* ile *SF 2* arasında, *GP* ile *EX* arasında ve *GP* ile *SF 2* arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$); *EX*, *GP* dışındaki kompozitlerden anlamlı yüksek değerlere sahip olmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

4.1.2.2. Etkilenmiş Dentinde Preparasyon+Adeziv Sistem Koşullarının Kompozit Rezinler Arasında Değerlendirilmesi

Etkilenmiş dentinde 'preparasyon+adeziv' kombinasyonlarının kompozit rezin grupları arasındaki farklılıkları tabloda (Tablo 4.3) gösterilmektedir.

'*Frez+Single Bond*' gruplarında, *Z250* ile *GP*, *SF 2* ile *EX*'ten anlamlı düşük değerler sergilemiştir ($p<0.05$); birbirleri arasında ise anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

'*Frez+SE Bond*' gruplarında, *Z250*, *GP* ve *SF 2* arasında anlamlı fark bulunmamışken ($p>0.05$), *EX* bu kompozitlerden anlamlı yüksek değerler ortaya koymuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Frez+Tri-S Bond*' gruplarında, *Z250* ve *GP*; *GP*, *SF 2* ve *EX* arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$); *Z250* *GP* dışındaki kompozitlerden anlamlı düşük değerler göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Lazer+Single Bond*' gruplarında, *Z250* ile *EX*; *Z250*, *GP* ve *SF 2* arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$); *EX* *Z250* dışındaki kompozitlerden anlamlı yüksek değerlere sahip olmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'*Lazer+SE Bond*' gruplarında, *Z250*, *GP* ve *EX*, *GP* ile *SF 2* arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p>0.05$); *SF 2*, *GP* haricindeki kompozitlerden anlamlı düşük değerler

sergilemiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

'Lazer+Tri-S Bond' gruplarında Z250, GP ve SF 2 arasında ve EX ile GP arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$); EX, GP dışındaki kompozitlerden anlamlı yüksek sonuç göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

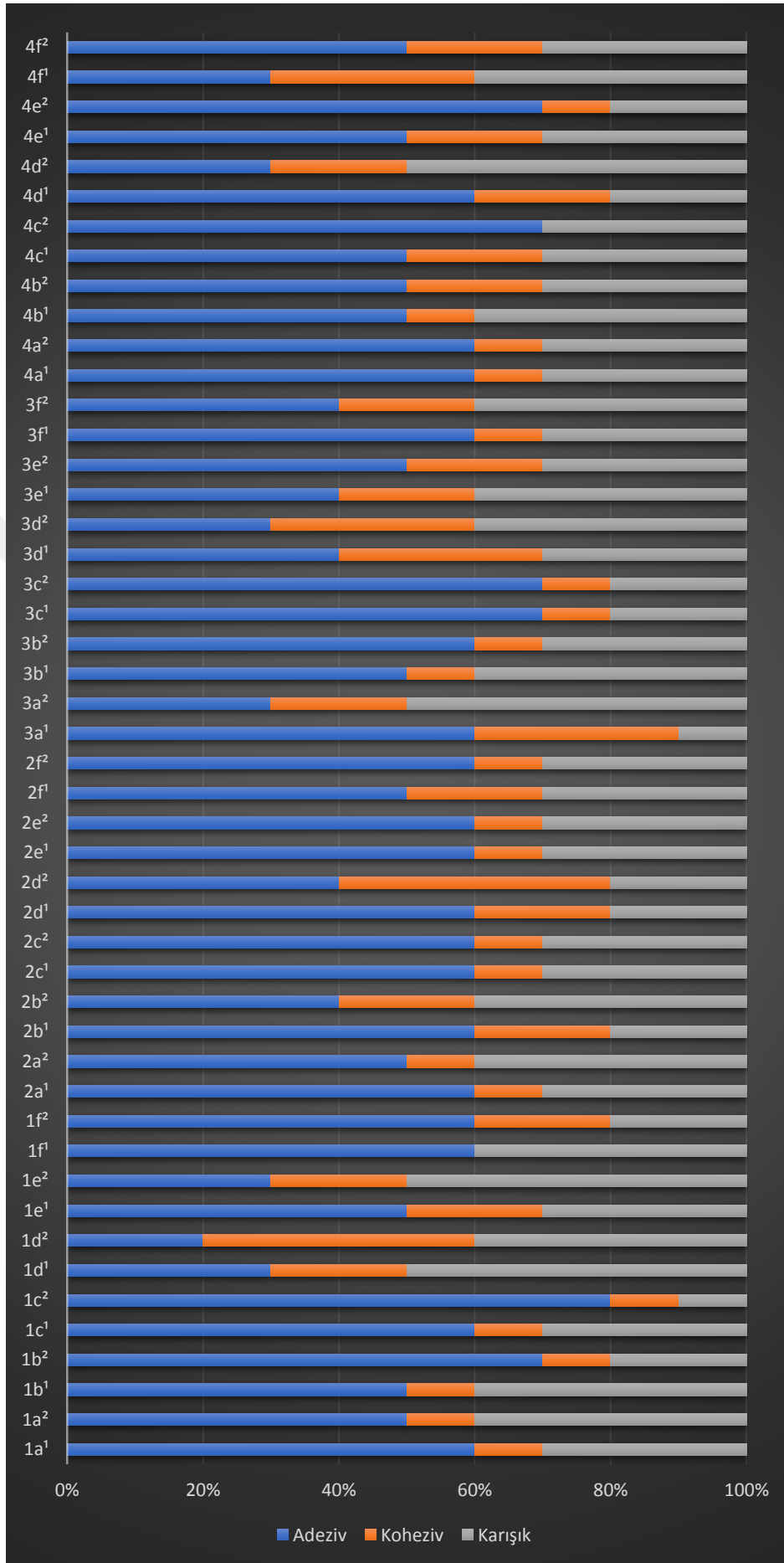
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çalışmanın test gruplarına ait adeziv, koheziv ve karışık başarısızlık tiplerinin dağılımı Şekil 4.2'de görülmektedir. Bu sonuçlara göre adeziv başarısızlık tipinin en yüksek yüzdeye sahip olduğu grup $1c^2$ (%80 adeziv, %10 koheziv, %10 karışık tip), en düşük yüzdeye sahip olduğu grup $1d^2$ (%20 adeziv, %40 koheziv, %40 karışık tip) olmuştur.

Koheziv başarısızlık tipinin en yüksek yüzdesi $1d^2$ (%20 adeziv, %40 koheziv, %40 karışık tip) ve $2d^2$ (%40 adeziv, %40 koheziv, %20 karışık tip) grupları, en düşük yüzdesi $1f^1$ (%60 adeziv, %0 koheziv, %40 karışık tip) ve $4c^2$ (%70 adeziv, %0 koheziv, %30 karışık tip) gruplarında izlenmiştir.

Karışık başarısızlık tipinin en yüksek oranlarını $1e^2$ (%30 adeziv, %20 koheziv, %50 karışık tip), $3a^2$ (%30 adeziv, %20 koheziv, %50 karışık tip) ve $4d^2$ (%30 adeziv, %20 koheziv, %50 karışık tip) grupları sergilemiştir. Bu tipin en düşük oranlarını ise $1c^2$ (%80 adeziv, %10 koheziv, %10 karışık tip) ve $3a^1$ (%60 adeziv, %30 koheziv, %10 karışık tip) grupları sergilemiştir.

Başarısızlık tipi dağılımlarının içinde en sık görülen %60 adeziv, %10 koheziv, %30 karışık tip dağılımı olmuştur. Bu sonuçlar toplamda 12 grupta olmak üzere, $1a^1$, $1c^1$, $2a^1$, $2c^1$, $2c^2$, $2e^1$, $2e^2$, $2f^2$, $3b^2$, $3f^1$, $4a^1$ ve $4a^2$ gruplarında gözlenmiştir. Tüm değişkenler göz ardı edildiğinde örneklerin başarısızlık tiplerinin dağılımı adeziv tip %52, koheziv tip %16 ve karışık tip %32 oranlarında bulunmuştur.

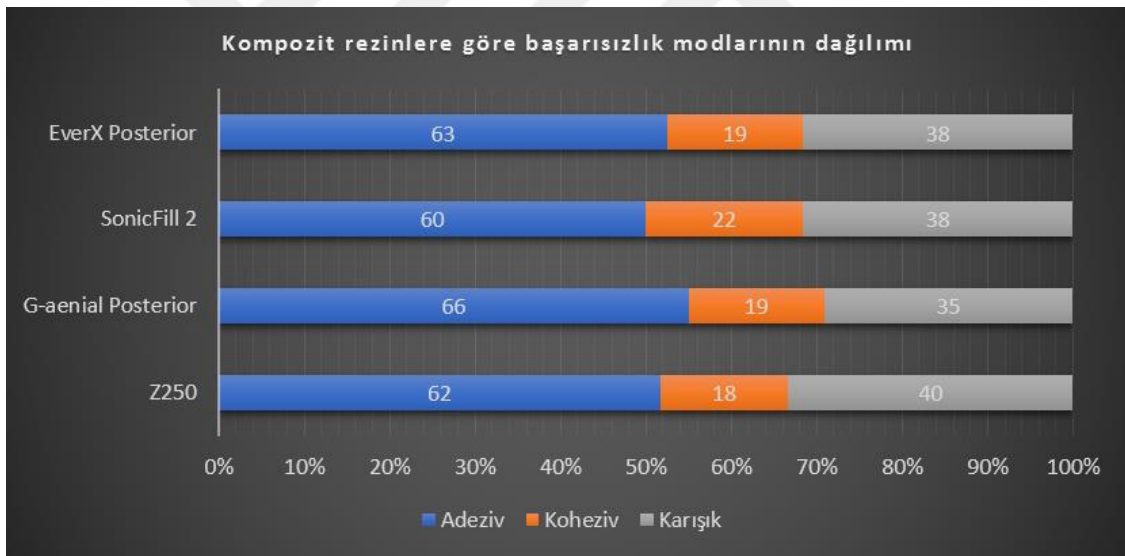


Şekil 4.2. Test gruplarına ait başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımları.

4.2.1. Kompozit Rezin Materyal Farklılıklarına Göre Değerlendirme

Diğer değişkenler göz ardı edildiğinde farklı kompozit rezin materyallerine ait başarısızlık tipi dağılımları Şekil 4.3’de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre Z250 (1.grup) örneklerinde %51,6 adeziv, %15 koheziv ve %33,4 karışık tip başarısızlık; GP (2.grup) örneklerinde %55 adeziv, %15,8 koheziv ve %29,2 karışık tip başarısızlık; SF 2 (3.grup) örneklerinde %50 adeziv, %18,3 koheziv ve %31,7 karışık tip başarısızlık ve EX (4.grup) örneklerinde %52,5 adeziv, %15,8 koheziv ve %31,7 karışık tip başarısızlık görülmüştür.

Adeziv başarısızlık en çok GP (2.grup), en az SF 2 (3.grup)’de; koheziv başarısızlık en çok SF 2 (3.grup)’te, en az Z250 (1.grup)’de ve karışık tip başarısızlık en çok Z250 (1.grup), en az GP (2.grup)’da görülmüştür.



Şekil 4.3. Kompozit rezinlere göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.

4.2.2. Preparasyon Yöntemi Farklılıklarına göre Değerlendirme

Diğer değişkenler göz ardı edildiğinde farklı preparasyon yöntemlerine ait başarısızlık tipi dağılımları Şekil 4.4’de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre frez ile prepare edilen örneklerde %57,5 adeziv, %12,5 koheziv ve %30 karışık tip başarısızlık; lazer ile prepare edilen örneklerde %47,1 adeziv, %20 koheziv ve %32,9 karışık tip başarısızlık

gözlenmiştir.

Adeziv başarısızlık en çok frez, en az lazer; koheziv başarısızlık en çok lazer, en az frez ve karışık tip başarısızlık en çok lazer, en az frez grubunda görülmüştür.



Şekil 4.4. Preparasyon tekniklerine göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.

4.2.3. Adeziv Sistem Farklılıklarına göre Değerlendirme

Diğer değişkenler göz ardı edildiğinde farklı adeziv sistemlere ait başarısızlık tipi dağılımları Şekil 4.5'te gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre Single Bond 2 örneklerinde %46,2 adeziv, %20,6 koheziv ve %33,2 karışık tip başarısızlık; SE Bond örneklerinde %52,5 adeziv, %15 koheziv ve %32,5 karışık tip başarısızlık ve Tri-S Bond örneklerinde %58,1 adeziv, %13,1 koheziv ve %28,8 karışık tip başarısızlık izlenmiştir.

Adeziv başarısızlık en çok Tri-S Bond, en az Single Bond 2'de; koheziv başarısızlık en çok Single Bond 2'de, en az Tri-S Bond'de ve karışık tip başarısızlık en çok Single Bond 2'de, en az Single Bond 2'de sergilenmiştir.

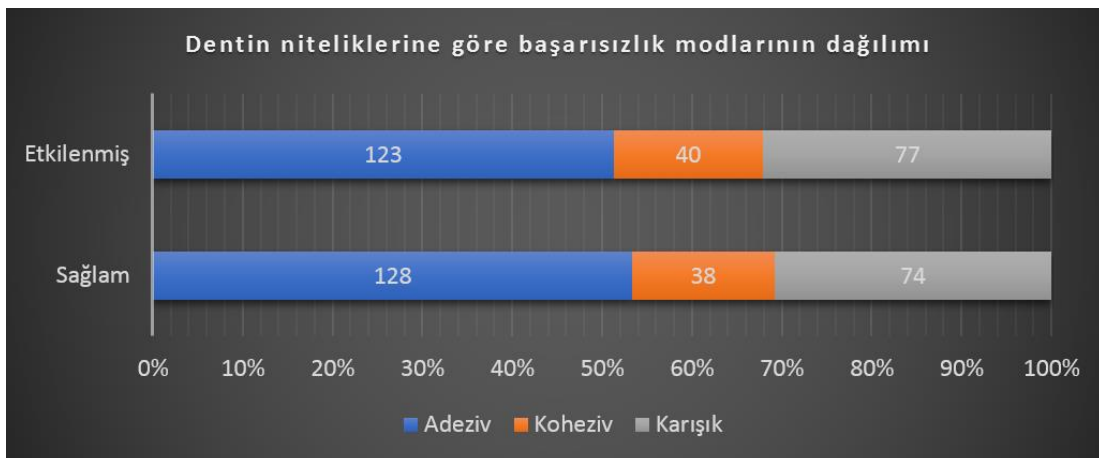


Şekil 4.5. Adeziv sistemlere göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.

4.2.4. Dentin Niteliği Farklılıklarına göre Değerlendirme

Farklı dentin niteliklerine ait başarısızlık tipi dağılımları Şekil 4.6'de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre sağlam dentin örneklerinde %53,3 adeziv, %15,8 koheziv ve %30,9 karışık tip başarısızlık; etkilenmiş dentin örneklerinde %51,3 adeziv, %16,7 koheziv ve %32 karışık tip başarısızlık gözlenmiştir.

Adeziv başarısızlık en çok sağlam, en az etkilenmiş; koheziv başarısızlık en çok etkilenmiş, en az sağlam ve karışık tip başarısızlık en çok etkilenmiş, en az sağlam grubunda görülmüştür.

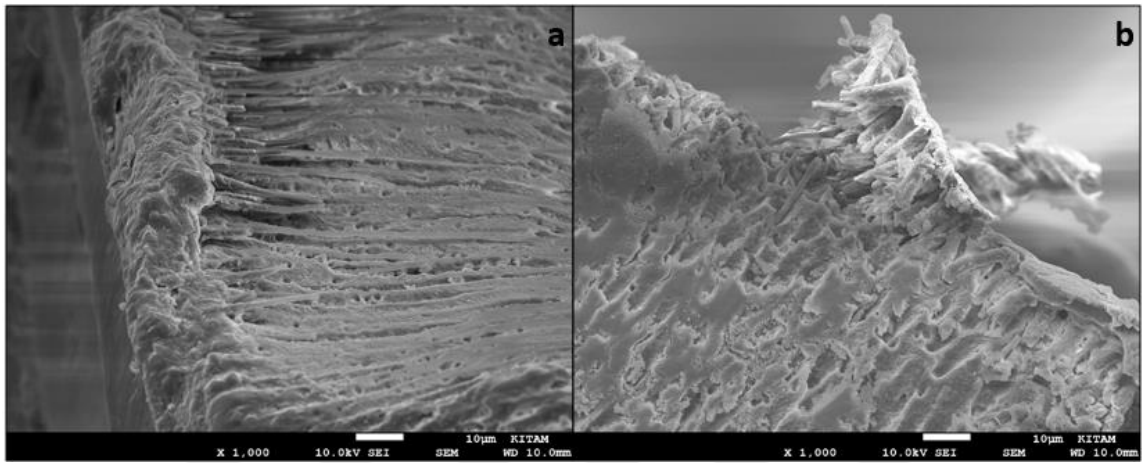


Şekil 4.6. Dentin niteliklerine göre başarısızlık tiplerinin yüzde (%) olarak dağılımı.

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntülerinin Değerlendirilmesi

4.3.1. Z250 grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi

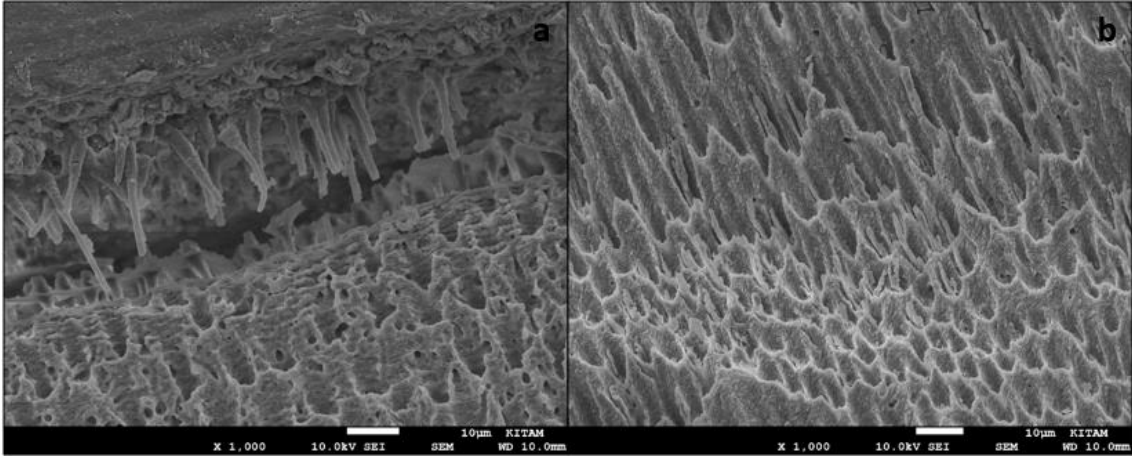
Z250'nin '*frez+Single Bond*' grubunda sağlam dentinde etkilenmiş dentine göre daha uzun rezin tag oluşumu gözlenmiştir; etkilenmiş dentinde adeziv rezin tabakanın yüzeyden ayrılmıştır ve rezin tag sayısı daha az görülmektedir (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. a. Z250'nin '*frez+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. Z250'nin '*frez+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

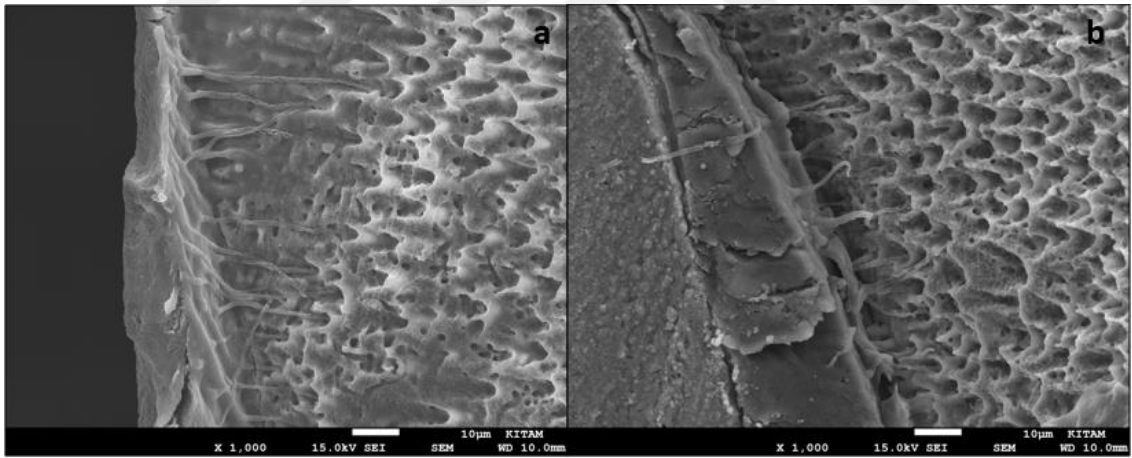
Z250'nin '*frez+SE Bond*' grubunda sağlam dentinde kısa ve kalın, etkilenmiş dentinde rezin tag oluşumu gözlenmiştir; sayılarının benzer olduğu söylenebilir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. a. Z250'nin '*frez+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. Z250'nin '*frez+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

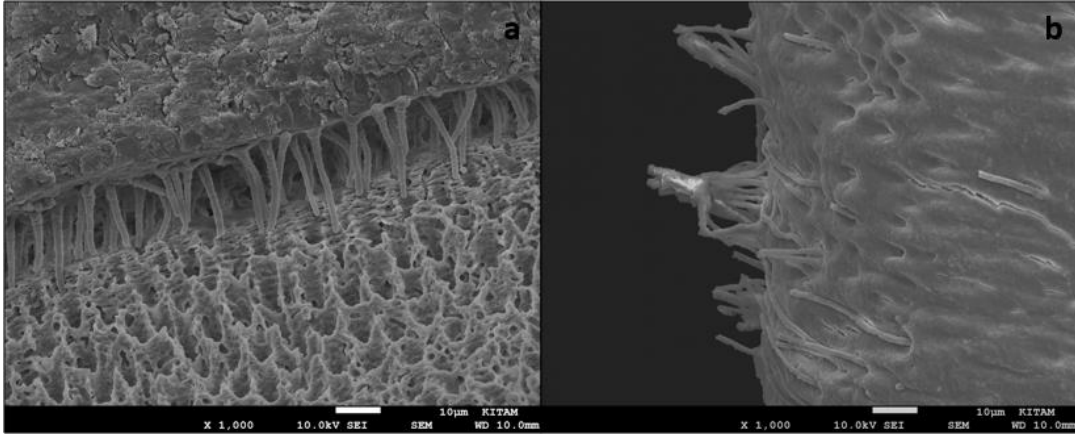
Z250'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunda sağlam dentinde etkilenmiş dentinden daha uzun ve fazla sayıda rezin tag oluşumu gözlenmiştir ve her iki görüntüde rezin tag'lar incedir; etkilenmiş dentinde hibrit benzeri bir tabaka varlığı görülmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. a. Z250'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. Z250'nin '*frez+ Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

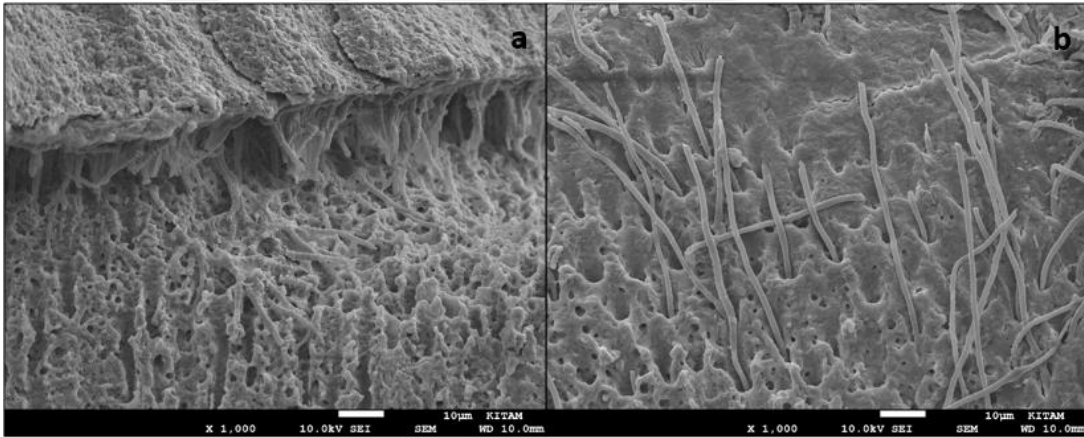
Z250'nin '*lazer+Single Bond*' grubunda her iki dentin yüzeyinde benzer sayıda rezin tag oluşumu gözlenmiştir; etkilenmiş dentinde daha uzun rezin tag'lar vardır ve adeziv rezin yüzeyde görülmemektedir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. a. Z250'nin '*lazer+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

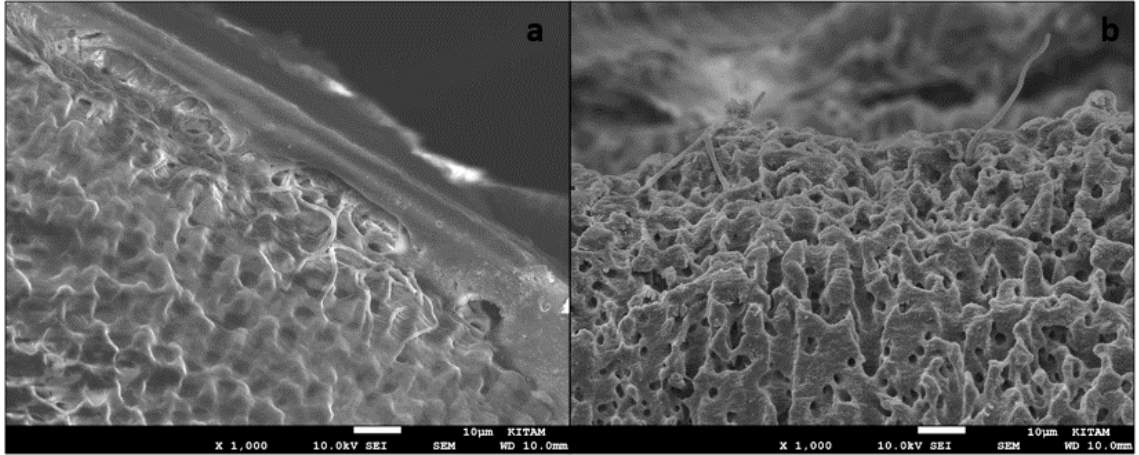
b. Z250'nin '*lazer+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

Z250'nin '*lazer+SE Bond*' ve '*lazer+Tri-S Bond*' gruplarında sağlam dentinde kısa ve yoğun; etkilenmiş dentinde uzun ve daha seyrek rezin tag oluşumu gözlenmiştir (Şekil 4.11) (Şekil 4.12).



Şekil 4.11. a. Z250'nin '*lazer+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. Z250'nin '*lazer+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

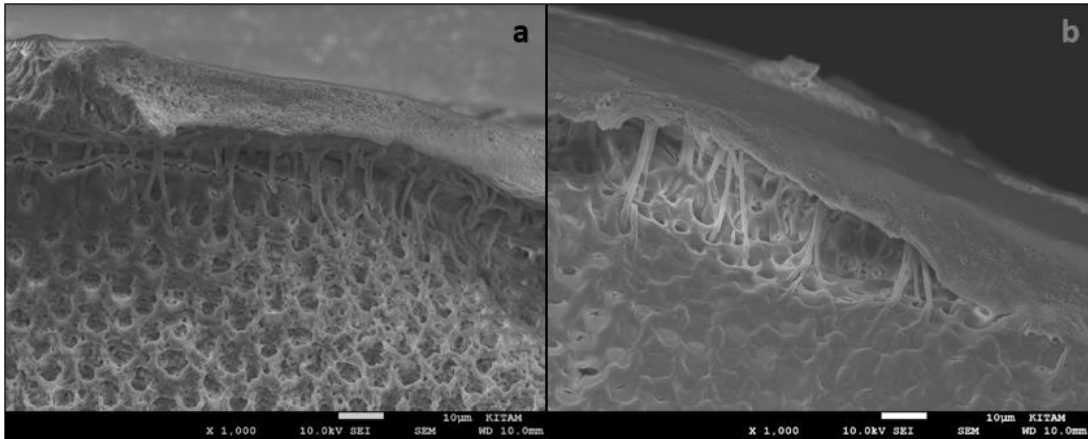


Şekil 4. 12. a. Z250'nin '*lazer+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. Z250'nin '*lazer+ Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

4.3.2. GP grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi

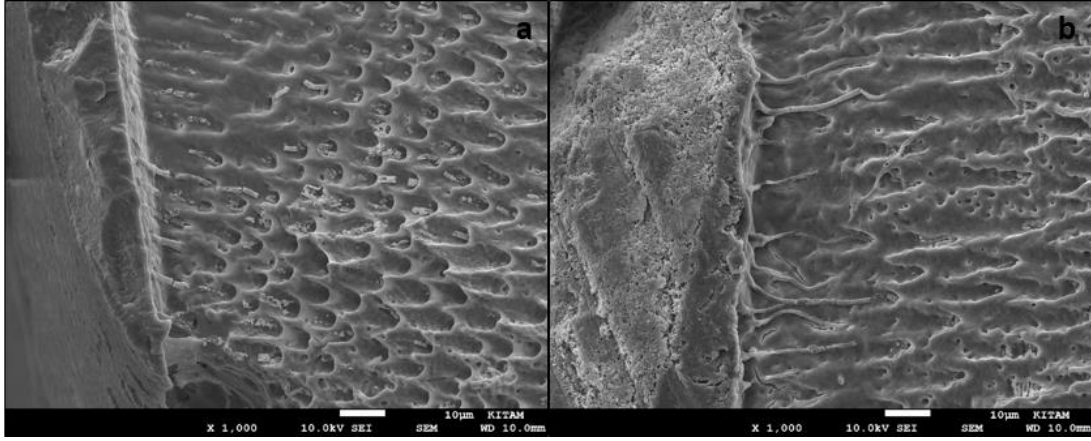
GP'nin '*frez+Single Bond*' sağlam dentinde daha fazla sayıda rezin tag mevcuttur ve her iki dentin görüntüsünde dentin ile adeziv rezin tabakası arasında ayrılma görülmektedir (Şekil 4.13).



Şekil 4. 13. a. GP'nin '*frez+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*frez+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

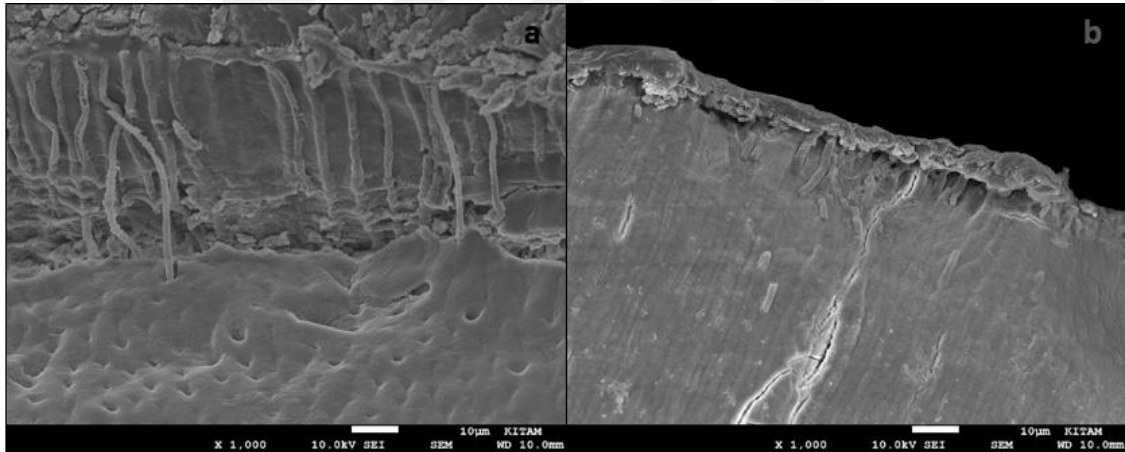
GP'nin '*frez+SE Bond*' grubunda sağlam dentinde yoğun olarak yıkılmış rezin tag parçacıkları; etkilenmiş dentinde daha az sayıda rezin tag ve hibrit benzeri bir tabaka varlığı izlenmektedir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. a. GP'nin '*frez+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*frez+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

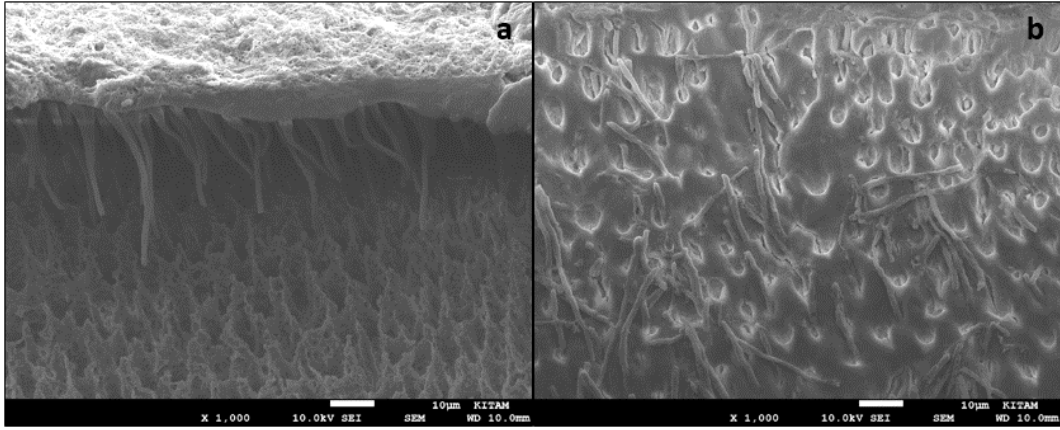
GP'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunda sağlam dentinde çok yoğun olmayan daha uzun; etkilenmiş dentinde az sayıda ve kısa rezin tag'lar izlenmektedir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. a. GP'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

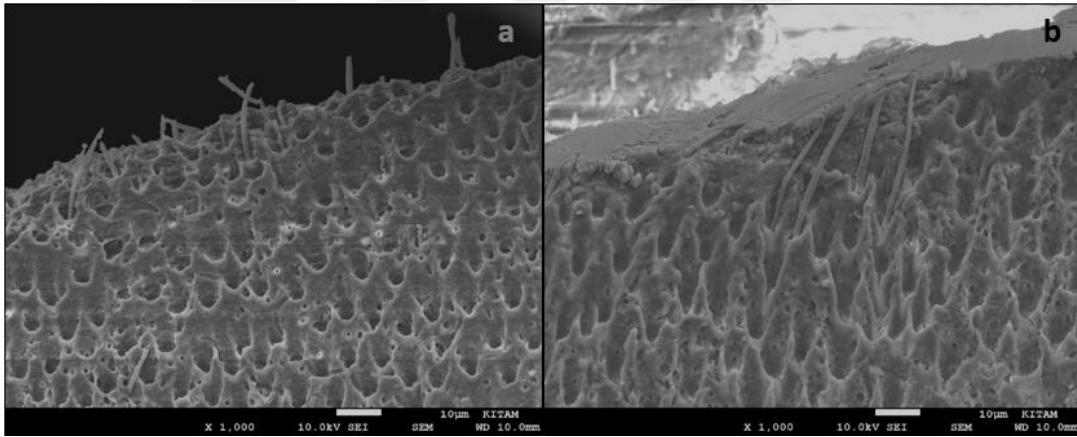
GP'nin '*lazer+Single Bond*' grubunda sağlam dentinde farklı boylarda rezin tag'lar vardır; etkilenmiş dentinde adeziv rezin yüzey kesitinde izlenememiştir ve uzun rezin tag'lar görülmüştür (Şekil 4.16).



Şekil 4.16. a. GP'nin '*lazer+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*lazer+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

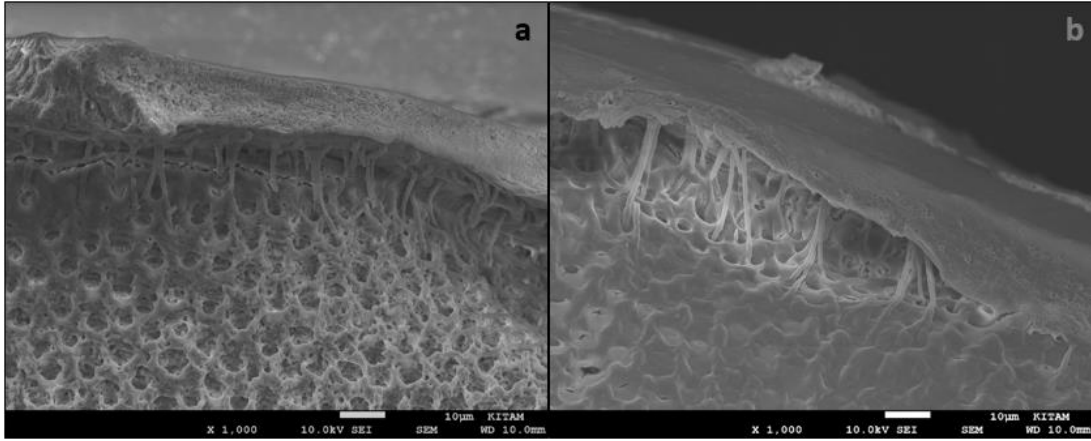
GP'nin '*lazer+SE Bond*' grubunda her iki dentinde de az sayıda rezin tag ve sağlam dentinde adeziv rezin yüzeyde görülmemiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. a. GP'nin '*lazer+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*lazer+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

GP'nin '*lazer+Tri-S Bond*' grubunda sağlam dentin etkilenmiş dentin yüzeylerinden homojen dağılımlı daha kısa rezin tag rastlanmamıştır (Şekil 4.18).

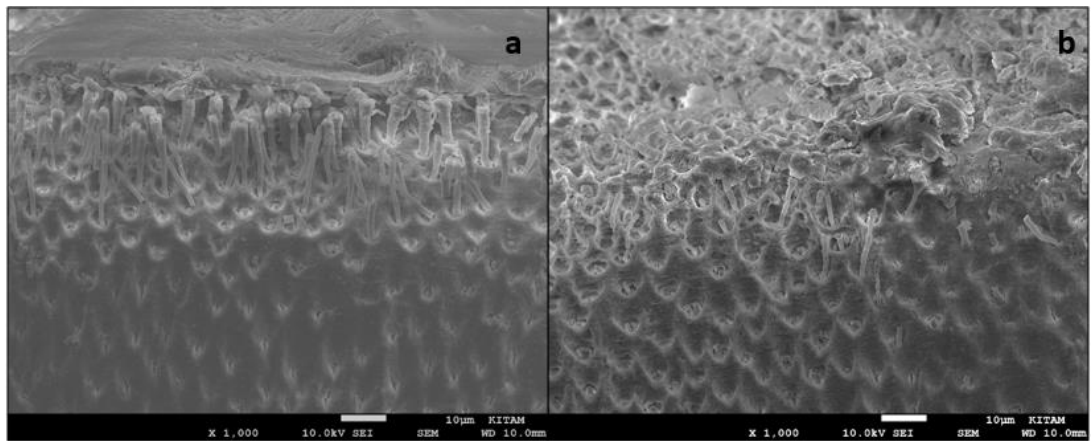


Şekil 4.18. a. GP'nin '*lazer+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. GP'nin '*lazer+ Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

4.3.3. SF 2 grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi

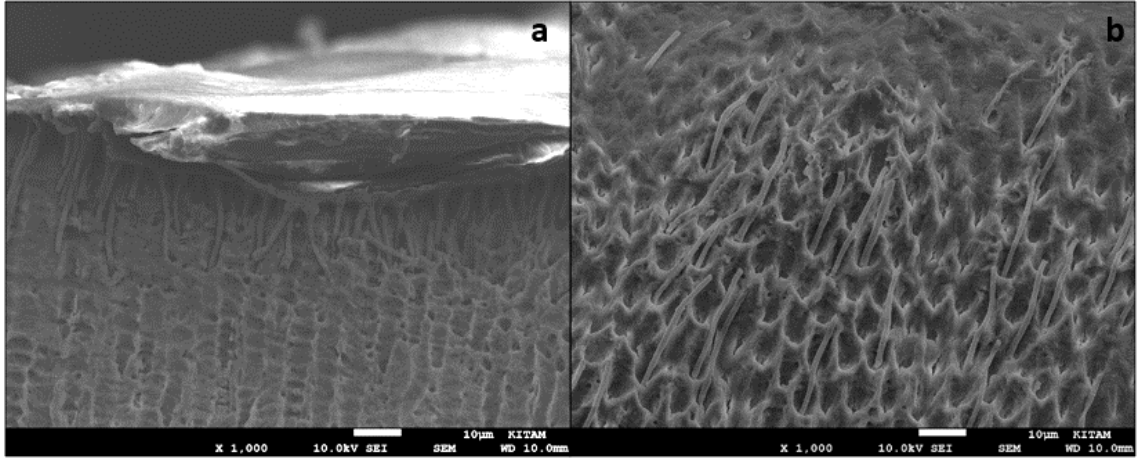
SF 2'nin '*frez+Single Bond*' sağlam dentinde daha yoğun ve kalın yapıda rezin tag oluşumu, etkilenmiş dentinde adeziv rezin yüzeyde tespit edilememiştir ve ancak tübüller içinde rezin taglar görülmemiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. a. SF 2'nin '*frez+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

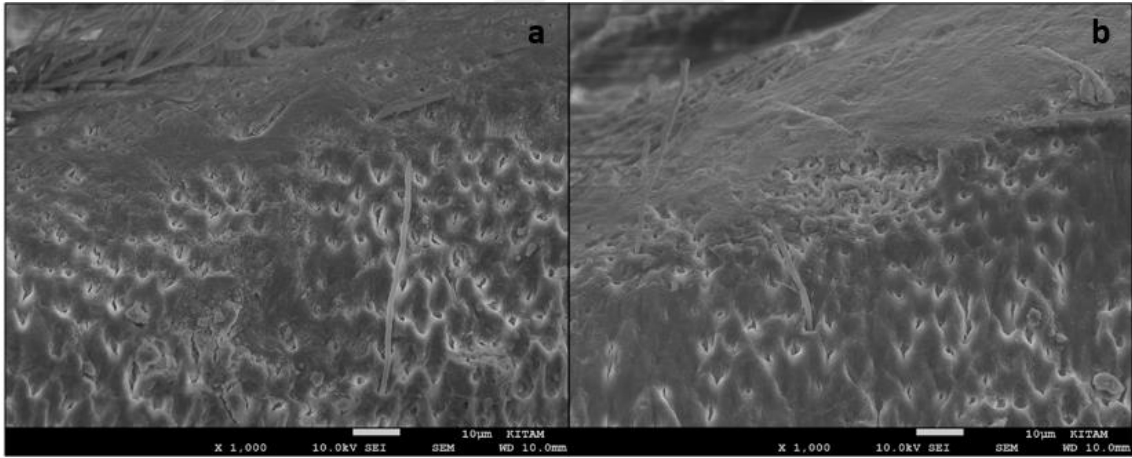
b. SF 2'nin '*frez+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

SF 2'nin '*frez+SE Bond*' grubunda sağlam dentinde daha kısa homojen rezin tag dağılımı görülmüştür; etkilenmiş dentinde adeziv rezin yüzey kesitinde görüntülenememiş ve uzun, yer yer boşluklarının olduğu rezin tag dağılımı görülmektedir (Şekil 4.20).



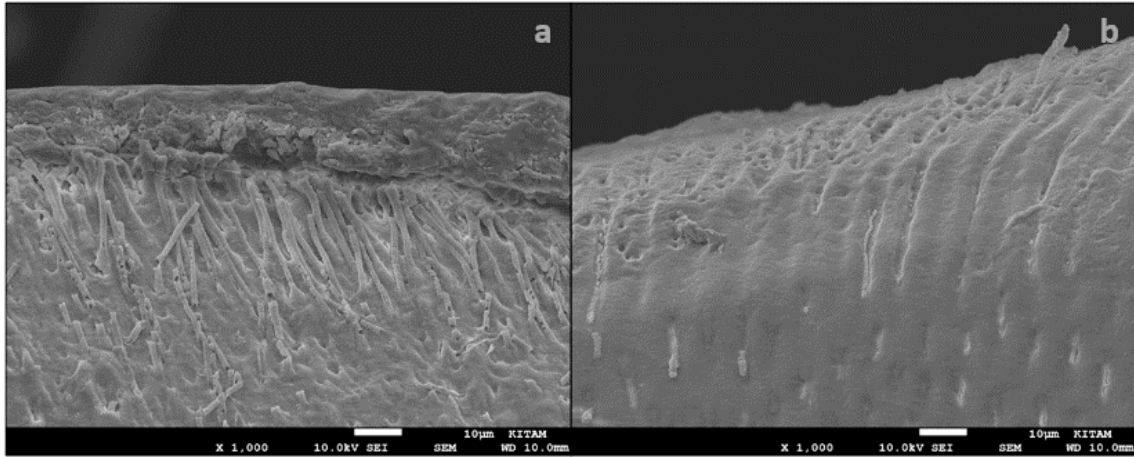
Şekil 4.20. a. SF 2'nin '*frez+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin '*frez+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

SF 2'nin '*frez+ Tri-S Bond*' grubunda her iki dentinde yan kesitten ziyade yüzey üzerinde çok rezin tag oluşumu ve adeziv rezin tabakası izlenmemektedir (Şekil 4.21).



Şekil 4.21. a. SF 2'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF 2'nin '*frez+Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

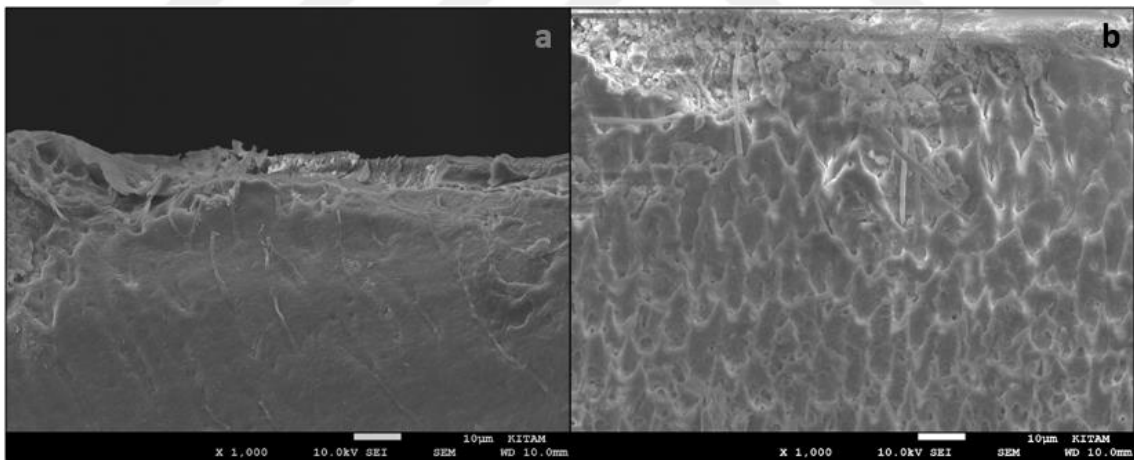
SF 2'nin '*lazer+Single Bond*' sağlam dentinde kalın hibrit tabaka benzeri yapı ve homojen daha uzun, rezin tag dağılımı görülmüştür; etkilenmiş dentinde adeziv rezin yüzey kesitinde görüntülenememiş ve çok az sayıda ve ince rezin tag oluşumu gözlenmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. a. SF 2'nin '*laser+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. SF 2'nin '*laser +Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

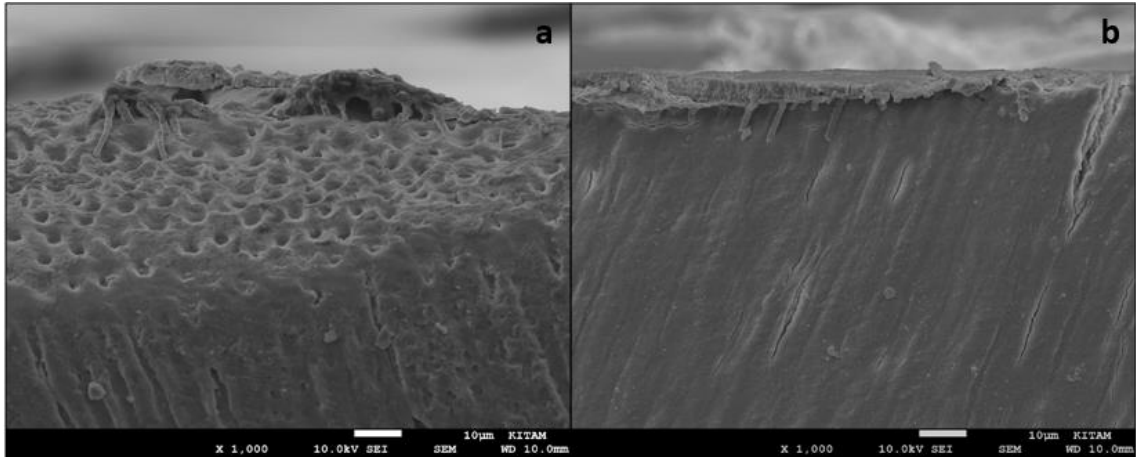
SF 2'nin '*laser+SE Bond*' sağlam dentinde az sayıda çok ince yapılı rezin tag; etkilenmiş dentinde daha kalın ve kısa, homojen dağılmamış rezin tag oluşumu görülmüştür (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. a. SF 2'nin '*laser+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** SF

2'nin '*laser +SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

SF 2'nin '*laser+Tri-S Bond*' sağlam dentinde az sayıda rezin tag oluşumu ve adeziv rezin büyük oranda yüzeyden ayrılmış; etkilenmiş dentin çok az sayıda rezin tag oluşumu, adeziv rezin yüzeyden ayrılmış; etkilenmiş dentinde çok sayıda rezin tag oluşumu izlenirken, dentin tübülleri izlenememiştir (Şekil 4.24).

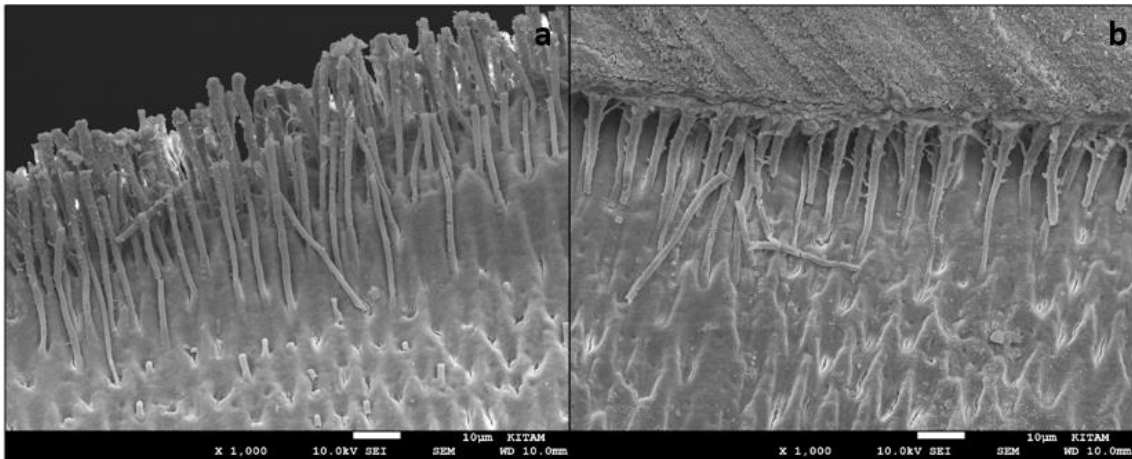


Şekil 4.24. a. SF 2'nin 'lazer+Tri-S Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. SF 2'nin 'lazer + Tri-S Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

4.3.4. EX grubuna ait SEM görüntülerinin değerlendirilmesi

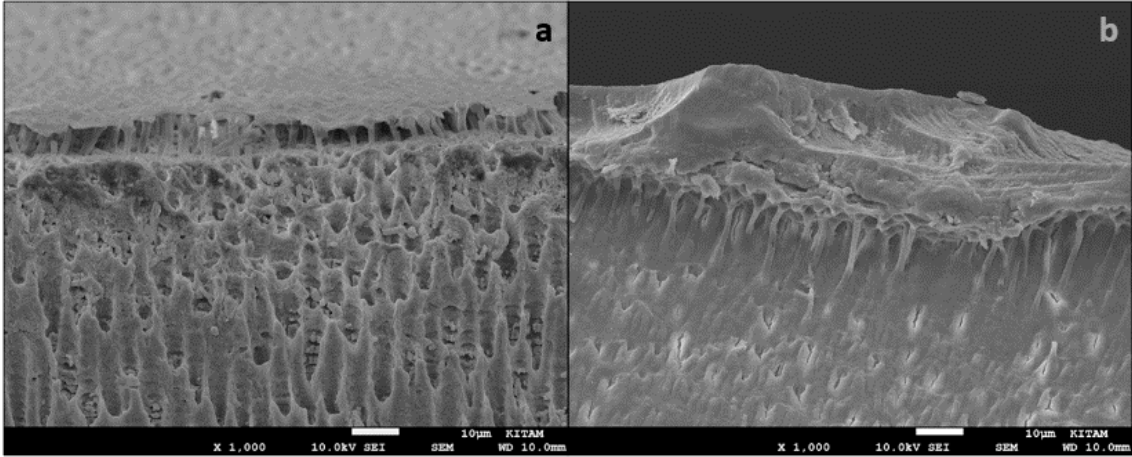
EX'in 'frez+Single Bond' sağlam dentinde adeziv rezinin yüzeyden ayrıldığı uzun ve sık resin tag'lar mevcuttur; etkilenmiş dentinde daha kısa ve kalın tag'lar ince hibrit tabaka benzeri yapı ve üzerinden kompozit resin izlenmektedir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. a. EX'in 'frez+Single Bond' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

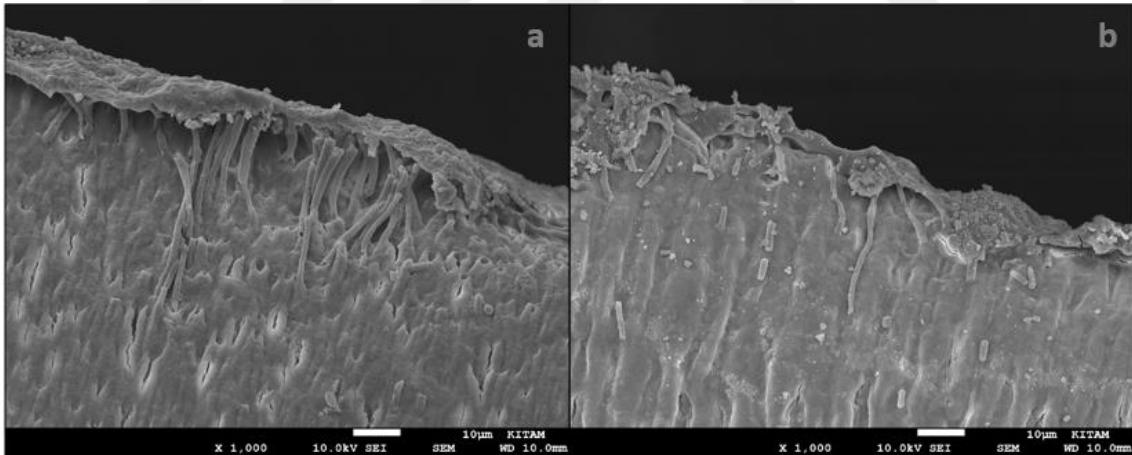
b. EX'in 'frez+Single Bond' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

EX'in 'frez+SE Bond' sağlam dentinde yoğun resin tag oluşumu, adeziv resin tabakada ayrılmayı ve tübüllerinin açıkta olduğunu izlemek mümkündür; etkilenmiş dentinde benzer sayıda daha uzun ve kalın resin tag'lar görülmüştür (Şekil 4.26).



Şekil 4. 26. a. *EX*'in '*frez+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** *EX*'in '*frez+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

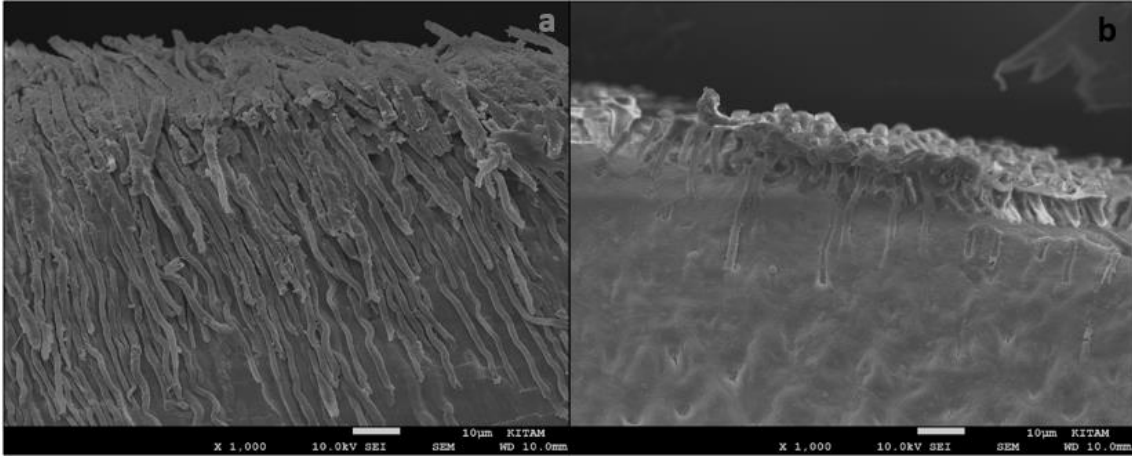
EX'in '*frez+ Tri-S Bond*' sağlam dentinde heterojen dağılmış farklı uzunluklarda rezin tag oluşumu mevcuttur; etkilenmiş dentinde farklı uzunlukta, az sayıda rezin tag'lar gözlenmiştir (Şekil 4.27).



Şekil 4. 27. a. *EX*'in '*frez+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. *EX*'in '*frez+ Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

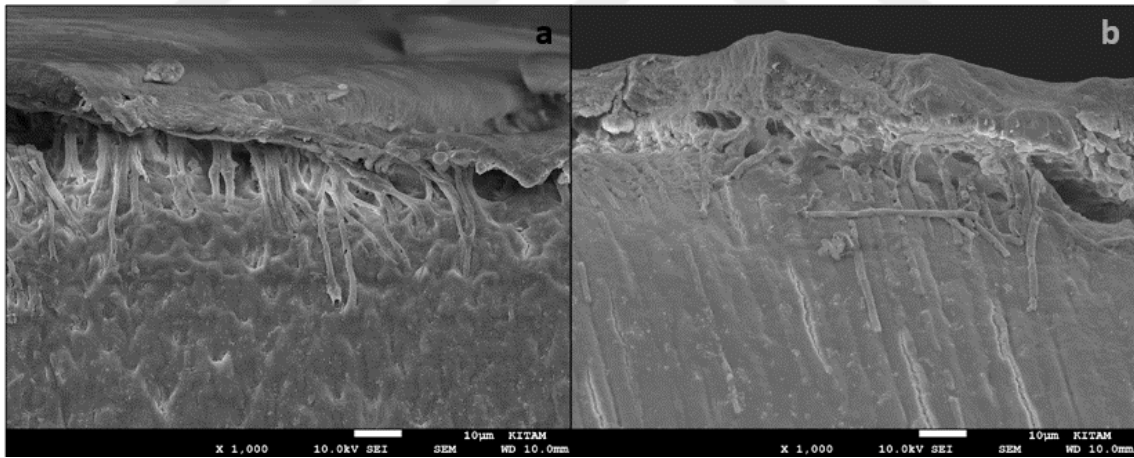
EX'in '*lazer+Single Bond*' sağlam dentinde adeziv rezin yüzeyde görülmemektedir; etkilenmiş dentinde adeziv rezin yüzeyde görülmemesiyle birlikte kısa ama sık rezin tag'lar oluşmuştur (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. a. *EX*'in '*laser+Single Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. *EX*'in '*laser+Single Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

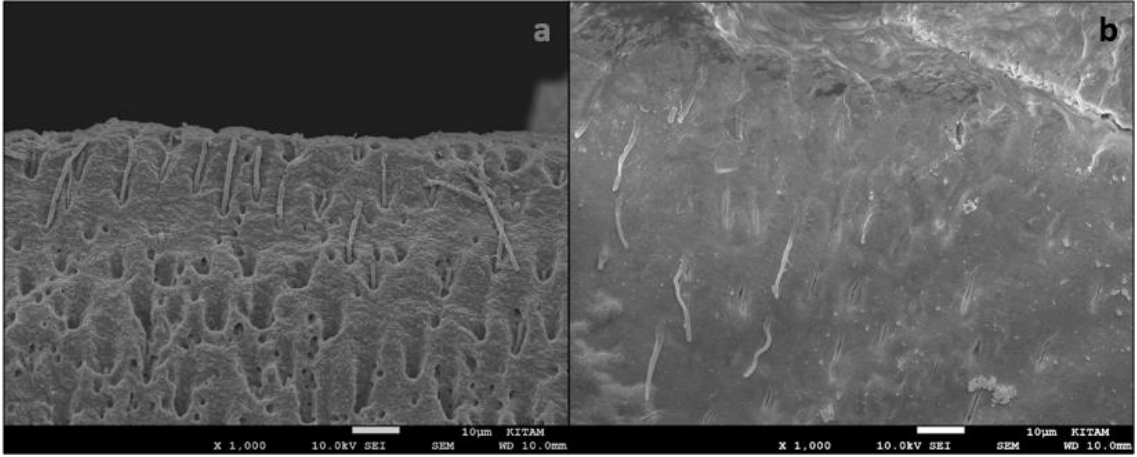
EX'in '*laser+SE Bond*' sağlam ve etkilenmiş dentinde farklı boylarda heterojen dağılmış rezin tag oluşumu izlenmiştir ve etkilenmiş dentinde rezin tag sayısı daha az bulunmuştur (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. a. *EX*'in '*laser+SE Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü. **b.** *EX*'in

'*laser+SE Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

EX'in '*laser+Tri-S Bond*' sağlam dentinde adeziv rezin tabakası yüzeyden ayrılmıştır ve daha kalın rezin tag'lar gözlenmiştir; etkilenmiş dentinde rezin tag'lar ince ve dentin tübülleri izlenememektedir (Şekil 4.30).



Şekil 4. 30. a. *EX*'in '*lazer+Tri-S Bond*' grubunun sağlam dentine ait SEM görüntüsü.

b. *EX*'in '*lazer + Tri-S Bond*' grubunun etkilenmiş dentine ait SEM görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Diş çürüğü tüm dünyada yetişkin bireylerde en yaygın görülen infeksiyöz hastalıktır (Parhami ve ark, 2014). Ağız ortamında minerin belirgin madde kaybı olmaksızın demineralizasyon ve remineralizasyonu arasında dinamik bir denge vardır. Çürük sürecinin mine yüzeyinin bozulduğu aşamasında dişin restorasyonu gerekmektedir (Joves ve ark, 2014). Dolayısıyla restoratif diş hekimliğinde klinik başarı için fonksiyonel, biyouyumlu, ekonomik, uygulaması kolay ve estetik talepleri karşılayan bir tedavi sağlamak gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda restoratif materyallerin mekanik, fiziksel ve diğer özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar devam etmektedir. Çalışmamızın amacı, fiberle desteklenmiş yeni bir kompozit rezinin farklı dentin nitelikleri, adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılmasıdır. Çalışmanın bulgularına dayanarak, fiberle desteklenmiş kompozit rezinin sağlam dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk fill kompozitlerle benzer sonuçlar göstereceğini belirten birinci hipotez kısmen reddedilmiştir. Aynı zamanda çalışmanın bulguları ışığında, fiberle desteklenmiş kompozit rezinin etkilenmiş dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk fill kompozitlerle benzer sonuçlar göstereceğini belirten ikinci hipotez kısmen reddedilmiştir.

Materyal performanslarının belirlenmesinde hem laboratuvar hem de klinik deneyler kullanılmaktadır. Laboratuvar testleri, klinik simulasyonu birebir sağlayamasa da temel laboratuvar testleri ile elde edilen yüksek öneme sahiptir (Wang ve ark, 2003). Laboratuvar testleri aracılığıyla materyalleri karşılaştırmak ve klinik deneyleri yorumlamada rehber olmak üzere standardize ölçümler elde edilir. Bunun yanında laboratuvar testlerinin tercih edilmesinin bazı avantajları; belirli bir parametre hakkında hızlı veri toplanabilmesi, yaygın kullanılan testlerin göreceli kolaylığı, başka değişkenler sabitken belirli bir özelliği ölçme imkanı, bir

çalışma setindeki çoğu deneysel grubun eş zamanlı test edilebilmesidir (Ferracane, 2011). Laboratuvar testleri gerçekleştirilirken dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmelidir; aynı materyal belli koşullarda aynı sonuçları verilmelidir, test sonuçlarını etkileyebilecek değişkenler en aza indirilmelidir ve cihaz kalibrasyonları tam olarak yapılmalıdır (Bayne, 2012).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler sayesinde yaygınlaşan kompozit rezin materyallerin klinik başarılarında etkili olan özelliklerinden biri bağlanma dayanımıdır. Bu sebeple restoratif materyaller açısından sıkça tercih edilen bir çalışma konusu olmuştur. Bağlanma dayanımının test edilmesinin altında yatan felsefe diş ile kullanılan biyomateryal arasındaki adezyonun güçlendikçe polimerizasyon stresleri ve ağızdaki fonksiyona bağlı streslere karşı daha dayanıklı hale gelmesidir (De Munck ve ark, 2005). Bağlanma dayanımının başarısı ve diş sert dokularına adezyonun devamlılığını diş yapısının özellikleri, kavite preparasyonu sonrası meydana gelen değişiklikler, kullanılan adeziv sistemin etki mekanizması, içeriği ve kompozit rezin materyalin özellikleri etkilemektedir. Bu sebeple bağlanma değerlendirilirken tüm bu etkenlerin göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (Cardoso ve ark, 2011).

Literatürde yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma dayanımı testi örnek hazırlama kolaylığı, örneklerin test öncesi daha az strese maruz kalması gibi avantajları vardır (Van Meerbeek ve ark, 2010). Bu avantajlar göz önüne alınarak çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testi sırasında 0.5-5mm/dk arasında değişen hızlar kullanılmaktadır, bu çalışmada ise Dunn ve ark (2005) ve Mobarak ve El-Badrawy (2012) ile uyumlu olarak 0.5mm/dk'lık hız tercih edilmiştir (Dunn, Davis & Bush, 2005; Mobarak & El-Badrawy, 2012).

Bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda genellikle sağlam dentin yüzeyi

kullanılmaktadır. Ancak klinikte çoğunlukla çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri üzerine restorasyonlar gerçekleştirilmektedir. Etkilenmiş dentinin bağlanma dayanımları sağlam dentine kıyasla düşüktür ve bunun sebepleri aside dirençli mineral kristalleri ile tıkanan dentin tübülleri, adeziv uygulanmasından sonra ekspozite kollajenlerin kalın bir tabaka oluşturması ve düşük yüzey sertlikleridir (Marquezan ve ark, 2009). Klinik koşulları mümkün olduğunca çalışma sonuçlarına yansıtılabilmek amacıyla bu çalışmanın test gruplarına sağlam ve etkilenmiş dentin yüzeyleri dahil edilmiştir. Etkilenmiş dentin yüzeylerinde bağlanma dayanımını değerlendiren araştırmalarda doğal çürüklü dişler de kullanılabilirken (Karaarslan ve ark, 2012), yapay yöntemler de bazı araştırmacılar (Joves ve ark, 2013) tarafından tercih edilmektedir. Yapay yöntemlerin kullanılması standardize yüzeyler sağlama, belirli bir çürük derinliğine sahip çekilmiş diş kriterine bağlı olma zorunluğunun önüne geçilmesi ve sağlam dentine ait grupların aynı dişler üzerinde elde edilebilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır (Joves ve ark, 2013). Bu bilgilere dayanarak bu çalışmada bir demineralizasyon solüsyonu kullanarak etkilenmiş dentin yüzeyleri oluşturulmuştur.

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen *in vitro* çalışmaların çoğunda dentin yüzeyine silikon karbid ya da alüminyum oksit zımparalar uygulanmaktadır (Pashley ve ark, 1995). Hosoya ve ark (2004) elmas frez kullanılan dentin yüzeylerine ait bağlanma dayanımlarının, 600 gritlik zımpara uygulanan dentin yüzeylerine oranla daha yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır (Hosoya ve ark, 2004). Bir başka çalışmada ise 600 gritlik zımpara uygulamasından sonra elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin elmas frez gruplarının değerlerinden farklı olmadığını göstermiştir (Dias, Pereira & Swift, 2004). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak, çalışmamızda dentin yüzeylerinde Er:YAG lazer ile preparasyonu karşılaştırmak için geleneksel preparasyon yöntemi olarak elmas frez kullanılmıştır.

Minimal invaziv preparasyon teknikleri arasında Erbiyum lazer ailesi en güvenilir

olandır. Er:YAG lazerin, yapısında daha büyük oranda su içermesine bağlı olarak dentinde mineden daha etkili olduğu bildirilmiştir (Lima ve ark, 2014). Er:YAG lazerin çürük uzaklaştırma mekanizması diş sert dokularındaki su moleküllerinin lazer enerjisini absorbe etmesi temeline dayanmaktadır. Bu enerji absorpsiyonu sonucunda ışınlama alanında artmış basınç ve mikro patlamalar gerçekleşir (Parhami ve ark, 2014). Yapılan birçok çalışma ile lazer uygulanan diş dokularının yüzey özelliklerinin değiştiği gösterilmiştir (Rohanizadeh ve ark, 1999; Yamada ve ark, 2001). Lazer uygulanmış dentinde smear tabakası oluşmaksızın dentin tübülleri açığa çıkmaktadır (Fornaini, 2013). Lazer ile kavite preparasyonu sırasında çeşitli aparatlar(hand pieces) kullanılmaktadır; bunların hiçbiri kontakt modda (çok düşük mesafe) bile diş yüzeyi ile temas etmemektedir. Dolayısıyla frez ile preparasyon sırasında oluşan basınç ve basınca dayalı oluşan yüzey çatlakları elimine edilmektedir (Shirani ve ark, 2014). Lazerin dentin yüzeyinde oluşturduğu etkiler, yüzeyaltı dentin tabakasına da uzanabilmektedir, böylece termal denatürasyon lazerle modifiye olmuş bir tabaka meydana getirmektedir. Bu tabakanın lazer uygulanmış dentine adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının azalmasından sorumlu olduğu düşünülmektedir (Lopes ve ark, 2015).

Lazer ile preparasyonun bağlanma dayanımı üzerine etkisi literatürde çelişkili sonuçlar göstermektedir. Shirani ve ark (2014)'nın çalışmasında frezin dentinde makaslama bağlanma dayanımını lazer gruplarından daha yüksek bulunmuştur. Bu duruma sebep olarak lazer ablasyonunun dentin kollajen fibrilleri birleştirdiğini, interfibriller alanı azalttığını ve bu bölgelere rezin penetrasyonunu zorlaştırması olabileceğini belirtmişlerdir (Shirani ve ark, 2014). Er:YAG lazer ile preparasyonunun asit uygulaması ile birlikte kullanıldığında bağlanma dayanımında artış sağladığı da bildirmiştir (Fornaini, 2013). Bunun aksine, Visuri ve ark (1996), Stiesch-Scholz ve Hanning (2000) ise lazer uygulamasıyla daha pürüzlü bir alan oluşarak adezyon için daha geniş bir yüzey meydana geldiğini öne sürmüşler ve lazeri daha başarılı bulmuşlardır (Visuri ve ark, 1996; Stiesch-Scholz & Hanning, 2000).

Kompleks yapısı sebebiyle güç olan dentine bağlanmanın iyileştirilebilmesi için farklı adeziv sistemler geliştirilmeye devam etmektedir. Klinik işlem basamaklarının azalması, asitleme ve yıkama aşamalarının ortadan kalkması ve teknik hassasiyetin azalmasını sağlayan self-etch adezivler de aynı amaçla geliştirilmeye devam etmektedir. Son yıllarda işlem basamaklarını teke indiren ‘all in one’, tek aşamalı adeziv sistemler de oldukça ilgi çekmektedir. Geleneksel üç aşamalı total etch adeziv sistemlerde hidrofilik monomer ve çözücüler içeren primer kullanılır. Primerin amacı su ile yer değiştirecek kollajen iskeletini çözücü içermeyen, hidrofobik rezin infiltrasyonuna hazırlamaktır (Pashley ve ark, 2011). İki aşamalı total etch sistemlerde hidrofilik primer ve hidrofobik rezin tek bir solüsyonda kombine edilmektedir. Her ne kadar iki aşamalı total etch ile tek aşamalı self-etch kendi sınıfları içinde kullanımları daha kolay olan yöntemler olsalar da; üç aşamalı total etch sistemlerin daha çok istenilen sonuçlar sağladığı yaygın olarak kabul edilmektedir (Perdigao, 2010).

Bağlanma dayanımını total etch ve self etch gibi farklı mekanizmaların yanında adeziv sistemlerin çeşidi de etkilemektedir. Bu sebeple aynı mekanizmayı temel alan adeziv sistemleri de birbirleriyle karşılaştıran çalışmalar da mevcuttur (Amaral ve ark, 2016; Gupta ve ark, 2017). Bu çalışmada ise farklı mekanizmalara ait birer çeşit adeziv sistem kullanılmıştır. Total etch olarak Adper Single Bond 2, iki aşamalı self etch olarak Clearfil SE Bond ve tek aşamalı olarak ise Clearfil Tri-S Bond tercih edilmiştir. Adper Single Bond 2’nin içeriği temel olarak BisGMA, HEMA, dimetakrilat, etanol ve sudan oluşmaktadır ve literatürde iki aşamalı total etch adeziv sistemlerde ‘altın standart’ olarak kabul edildiği rapor edilmiştir (Muñoz ve ark, 2013). Mota ve ark (2003) çalışmalarında rezin simanların bağlanmalarını değerlendirirken en yüksek sonuçları etanol/su içeren adeziv sistemlerle elde etmişlerdir ve bunu sırasıyla aseton ve sadece etanol içerenler izlemiştir (Mota ve ark, 2003).

Her iki self etch adeziv sistem ise başarılı bir monomer olduğu kabul edilen, 10-MDP (10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat) içermektedir. SE Bond'un diğer self etch adezivlerle karşılaştırıldığında etkili bağlanma değerleri gösterdiği bildirilmektedir (Cardoso ve ark, 2011) ve 'altın standart' olarak kabul edilerek birçok laboratuvar çalışmasında kontrol grubu olarak da yer almaktadır (Van Meerbeek ve ark, 2010; Tuncer ve ark, 2015). Clearfil Tri-S Bond'un tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin içinde başarılı bağlanma dayanımı sonuçları verdiğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır ve bu durum 10-MDP içermesine bağlanmaktadır (Hegde & Bhandary, 2008).

Birçok farklı in vitro testlerde olduğu gibi bağlanma dayanımının test edildiği çalışmalarda da ağız ortamında restoratif materyallerin maruz kaldığı koşulları taklit edebilmek amacıyla yapay yaşlandırma teknikleri kullanılmaktadır. Bu tekniklerin arasında sıkça tercih edilen termal siklus yöntemi farklı çalışmalarda değişen sıcaklık (Stewardson, Shortall & Marquis, 2010; D'Arcangelo ve ark, 2007) ve döngü sayıları (Stonajac ve ark, 2009; Monteiro ve ark, 2011) tercih edilerek kullanılmıştır. 500 döngü gibi kısa süreli termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımını anlamlı düzeyde etkilemediği bildirilmiştir (Leloup ve ark, 2001). 10 000 döngü sayısı gibi daha uzun yaşlandırma uygulandığında ise bağlanma dayanımının düşük seviyelerde değişiklik gösterdiği tespit edilmiştir. Bunun yanında bu değişikliğin testin gerçekleşme süresinin ertelenmesinden mi yoksa termal streslerden mi kaynaklandığı bilinmemektedir (De Munck ve ark, 2012). Bunun yanında termal siklus yaşlandırması sonucunda azalmış bağlanma dayanımı değerleri ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur (El-Araby & Talic, 2007; Asaka ve ark, 2007). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak bu çalışmada 10 000 döngü sayısını içeren termal siklus ile yaşlandırma yolu izlenmiştir.

Belirli bir adezivin bağlanma dayanımı kullanılan kompozit materyaline göre değişiklik göstermektedir. Bu değişikliklerin kompozit rezinin mekanik özelliklerine bağlı

olabileceği düşünülmektedir. Bir adezivın bağlanma dayanımının farklı kompozitlerle kullanıldığında değişiklik göstermesinin sebeplerinden biri de adeziv uygulanmış yüzeyler ile farklı etkileşim gösterebileceğinden rezin kompozitlerin serbest yüzey enerjisi özellikleridir (Tsujiimoto ve ark, 2016a).

Fiberle desteklenmiş kompozitler ilk olarak 1960'ların başlarında geliştirilmiştir, ancak yayımlanan bilimsel çalışmalardaki artış 1990'ların başlarında görülmüştür (Smith, 1962; Ladizesky, 1990). Günümüzde fiberle desteklenmiş kompozit rezinler sabit protetik diş tedavisi, restoratif diş tedavisi, periodontoloji ve ortodonti alanlarında kullanılmaktadır. Fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerde çoğunlukla karbon/grafit, aramid ve polietilen gibi mevcut fiber çeşitlerinin yerine rezin matrisine bağlanabilmeleri ve restorasyon rengini olumsuz olarak etkilememeleri sebebiyle cam fiberlerin kullanımı tercih edilmektedir. Bu cam fiberlerden yaygın kullanılanlara E ve S cam fiberler örnek verilebilir (Vallittu, 2015). Bu çalışmada kullanılan fiberle desteklenmiş kompozit rezin (EX) ise E-cam fiberler içermektedir.

Literatürde fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini değerlendiren bazı çalışmalara rastlamak mümkündür. Garoushi ve ark (2013), EX'in öncülü olan Xenius Base'in esneme dayanımı, kırılma dayanımı, polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon büzülmesini SonicFill ve Filtek Z250 başta olmak üzere farklı kompozitlerle (Alert, Tetric EvoCeram Bulk, Voco X-tra base, SDR, Venus Bulk) karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre Xenius Base en yüksek kırılma dayanımı ve esneme dayanımına sahip olmuştur, diğer kompozitlere göre düşük polimerizasyon büzülmesi (%0.17) göstermiştir. Polimerizasyon derinliği bulguları ise çalışmada kullanılan bulk fillere benzer bulunmuşken, hibrit kompozitlerden yüksek olmuştur (Garoushi ve ark, 2013). Miletic ve ark (2016), EX'in kenar bütünlüğü ve hacimsel büzülmesini Filtek Z250, Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk, Filtek Bulk, Beautifil Bulk ve Kalore kompozitleriyle karşılaştırmıştır. EX bulk fill ve düşük polimerizasyon nitelikli kompozitlerden (Tetric EvoCeram Bulk, Filtek Bulk, Beautifil

Bulk ve Kalore (%1-1.5 aralığı)) yüksek, %1.5-2 aralığında polimerizasyon büzülmesi göstermiştir (Miletic ve ark, 2016).

Fronza ve ark (2017), EX'in biaksiyal esneme dayanım ve esneme modülünü SDR, Filtek Bulk, Tetric EvoCeram Bulk, Herculite Classic ile karşılaştırarak incelemiştir. Bu çalışmada EX'in biaksiyal esneme dayanımı TEC Bulk dışındaki kompozitlerden düşük bulunmuşken, esneme modülü Herculite Classic dışındaki kompozitlerden yüksek olarak tespit edilmiştir (Fronza ve ark, 2017).

Abouelleil ve ark (2015)'nin çalışmasında EX'in esneme dayanımı, esneme modülü, kırılma dayanımı ve Vickers sertliği SonicFil dahil olmak üzere bulk fill kompozitlerle karşılaştırarak incelenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre SF ve EX diğer kompozitlerden yüksek esneme dayanımı ve Vickers sertlik değerleri göstermiştir. EX en yüksek esneme modülüne sahip olmuştur. EX, Filtek Bulk, Venus Bulk ile birlikte yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir (Abouelleil ve ark, 2015).

Miletic ve ark (2017) EX ve SF'in dönüşüm derecesi ve Vickers sertlik değerlerini TEC Bulk, SDR, Filtek Bulk ve TEC ile karşılaştırmıştır. Araştırmacılar EX ve SF 20sn ışık uygulama süresince 4mm kalınlıkta %80'in üzerinde alt/üst sertlik oranları gösterdiğini bildirmişlerdir (Miletic ve ark, 2017).

Atalay ve ark (2016), MOD kaviteli, endodontik tedavili premolar dişlerde kırılma dayanımını değerlendirirken EX+G-aenial Posterior, Filtek Bulk, SDR+Ceram X ve Tetric-N-Ceram gruplarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada bulk fill, fiberle desteklenmiş kompozit ya da geleneksel nanohibrit kompozit arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir (Atalay ve ark, 2016).

Bu bilgilerin üreticilerin fiberle desteklenmiş kompozit rezinlere yönelik gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olma iddiasını desteklediğini söylemek mümkündür. Dolayısıyla

fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin bağlanma performansını etkileyebileceği bildirilmiştir (Tsujiimoto ve ark, 2016a). Literatürde bu kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını inceleyen az sayıda çalışma mevcuttur. Tsujiimoto ve ark (2016b) total etch ve üniversal adeziv sistemler kullanarak EX'in makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve asitle pürüzlendirme modundan bağımsız olarak EX'in bağlanma dayanımının mikrohibrit ve nanohibrit kompozitlerden anlamlı farklılık gösterdiğini rapor etmişlerdir (Tsujiimoto ve ark, 2016b).

Bu çalışmada fiberle desteklenmiş kompozit rezin, sonik aktivasyonlu bulk-fill, geleneksel mikrohibrit ve posterior kullanım amaçlı mikrohibrit kompozit rezinler kullanılmıştır. Sonik aktivasyonlu bulk-fill'ler tabakalama tekniğinin özellikle arka grup dişlerdeki uygulama zorluklarını ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu materyal sonik aktivasyon sayesinde akışkanlığı arttığında akışkan bulk-fill'lerin kaviteye adaptasyon avantajına; kaviteye yerleştikten sonra normale dönen viskozitesinin manipulasyona imkan tanıtılmasıyla kondanse edilebilir bulk-fill'lerin avantajına sahip olmaktadır. Yeni bir materyal olduğu için SF 2 'ye yönelik çalışmaların sayısı azdır. Monterubbiasnessi ve ark (2016) SF 2'yi SF, SDR, Fill Up ve Filtek Bulk ile kıyaslayarak dönüşüm derecesi ve Vickers sertliklerini değerlendirmiştir. SF 2 en yüksek sertlik ve dönüşüm derecesi değerlerini göstermiştir (Monterubbiasnessi ve ark, 2016). Rocha ve ark (2017) SF 2'nin dönüşüm derecesini farklı ışık kaynakları kullanarak incelemiştir. Farklı kalınlıklarda tek dalgalı (monowave) ve çok dalgalı (polywave) ışık kaynakları kullanıldığında dönüşüm derecesinde farklılık ortaya çıkmamıştır (Rocha ve ark, 2017). Taneja, Kumar & Kumar (2016) SF 2'nin öncülü olan SF'in mikrogerilim bağlanma dayanımını geleneksel bir kompozit (Herculite Precis) ile farklı kalınlıklarda (4, 5 ve 6 mm) karşılaştırmışlardır; SF'in 4 ve 5mm'de sonuçları ise Herculite Precis'ten yüksek olarak belirlenmiştir (Taneja, Kumar & Kumar, 2016). Çolak, Ercan & Hamidi (2016) yine SF'in makaslama bağlanma dayanımlarını Tetric Evoceram, Herculite XRV Ultra ve Tetric Evoceram

Bulk-fill kompozit rezinlerle karşılaştırmıştır; en iyi sonuçları Herculite XRV Ultra vermiştir ve bulk fill kompozit rezinler arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Colak, Ercan & Hamidi, 2016).

Geleneksel mikrohibrit içerikli kompozit rezin (Filtek Z250) birçok çalışmada kontrol grubu olarak tercih edilen bir materyal olarak literatürde karşımıza çıkmaktadır. Ozmen ve ark (2015) Clearfil Tri-S Bond dahil olmak üzere, self-etch adeziv sistemler kullanarak Z250'nin makaslama bağlanma dayanımlarını kompomer rezin materyal (Dyract Extra) ile karşılaştırmışlardır; Z250'nin farklı adeziv sistem verileri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Ozmen ve ark, 2015). Amsler ve ark (2017)'nin çalışmasında Z250'nin Clearfil SE Bond ve Scotchbond Universal self-etch adeziv sistemler kullanılarak sağlam ve yapay olarak erozyona uğratılmış dentin yüzeylerinde makaslama bağlanma dayanımı incelenmiştir. Z250'nin sağlam dentindeki sonuçları erode olmuş yüzeylerdeki bulgularından daha yüksek olarak tespit edilmiştir; Clearfil SE Bond'un erozyonlu dentinde, Scotchbond Universal'in ise sağlam dentinde daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir (Amsler ve ark, 2017).

Posterior kullanım amaçlı kompozit rezin (G-aenial Posterior) ise streslere karşı dayanıklılığının artırılması amacıyla prepolimerize partiküller ve floroalüminosilikat içerikli inorganik doldurucular içeren bir materyaldir. Al Sunbul, Silikas & Watts (2016) G-aenial Posterior ve EverX Posterior'un Vickers mikrosertlik ve çapsal gerilim dayanımlarını, geleneksel kompozitler (G-aenial Anterior, Tetric-Evoceram ve G-aenial Universal Flow) ve bulk-fill kompozit rezinlerle (SDR, Venus ve Tetric-Evoceram) karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre G-aenial Posterior bulk-fillillerle benzer sertlik değerleri göstermiş; çapsal gerilim değerleri ise G-aenial Flow'dan düşük, bulk-fill kompozitlerden yüksek olarak bulunmuştur (Al Sunbul, Silikas & Watts, 2016). Baraba ve ark (2016), self etch adeziv kullanarak (G-aenial Bond) EverX Posterior ve G-aenial Posterior'un mikrogerilim bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar ve aralarında anlamlı fark tespit edilmediğini ortaya koymuşlardır

(Baraba ve ark, 2016).

Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda, geniş posterior bölge restorasyonlarında sıkça karşılaşılan kırılmaların önüne geçmek amacıyla geliştirilen fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerle SonicFill 2, Filtek Z250 ve G-aenial Posterior restoratif materyalleri kıyaslamak tercih edilmiştir.

Çalışmada elde edilen bulgular sonucunda tüm test gruplarının sağlam dentinde bağlanma dayanımları etkilenmiş dentin değerlerinden sayısal olarak yüksek bulunmuştur. Bu durum etkilenmiş dentinin sağlam dentinden yaklaşık %20-50 arasında düşük değerler verebileceği literatür bilgisi ile örtüşmektedir (Pinna ve ark, 2015). Etkilenmiş ve sağlam dentinde Single Bond ve Easy Bond (tek aşamalı self-etch sistem)'un makaslama bağlanma dayanımını karşılaştıran Tekçe ve ark (2016)'nın bulguları çalışmamızla örtüşmüştür. Aynı kompozit kullanıldığında Single Bond'un bağlanma dayanımı sağlam dentinde etkilenmiş dentinden yüksek olmuştur (Tekçe ve ark, 2016).

EX'in 'lazer+SE Bond' grubu dışındaki tüm gruplarında sağlam dentindeki bağlanma dayanımları etkilenmiş dentinden anlamlı olarak yükseklik göstermiştir. EX'in sağlam dentinde en yüksek değerlere sahip grubu 'frez+Single Bond' olurken, en düşük olan ise 'frez+Tri-S Bond' olarak gözlenmiştir. Bu iki grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. EX'in sağlam dentindeki 'frez+Single Bond' grubuna ait bu sonuç tüm test grupları içindeki en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasıdır. Bu bulgu, total etch adeziv sistemlerin hibrit tabakası ve rezin tag oluşumlarıyla mikromekanik olarak güçlü bir bağlanma sağlamasıyla açıklanabilir (Delme ve ark, 2005). Bunun yanında bu gruba ait sık ve uzun rezin tag oluşumunu gösteren SEM görüntüsü de bağlanma dayanımı sonuçlarıyla örtüşmektedir.

Tsujimoto ve ark (2016) EX'in makaslama bağlanma dayanımını total etch, iki aşamalı (Clearfil SE Bond) ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler kullanarak Clearfil AP-X,

Filtek Supreme kompozit rezinlerle kıyaslayarak incelemiştir. EX karşılaştırılan kompozitlerle farklılık göstermezken, 10 000 döngülük termal siklus sonrası değerleri 24sa değerlerinden yüksek olarak tespit edilmiştir. Adeziv sistemler arasında tek aşamalı self-etch (G-Premio Bond) grubu değerlerinden, bu çalışmanın verileriyle uyumlu olarak, anlamlı düşük sonuçlar vermiştir (Tsujimoto ve ark, 2016b). Bu durum total etch sistemlerin tek aşamalı self etch sistemlerden farklı olarak smear tabakasını uzaklaştırarak daha iyi adeziv rezin infiltrasyonu sağlamasıyla açıklanabilir.

Genel olarak frez ve Er:YAG lazerle preparasyon, bağlanma dayanımında belirgin farklılıklar oluşturmamıştır. Tüm gruplarında frez preparasyonun sonuçlarının daha yüksek olduğu kompozit materyal SF 2 olmuştur. Bu kompozitin sadece Single Bond gruplarında (sağlam ve etkilenmiş dentin) anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Bu bulgularla kısmen benzerlik gösteren Yıldız ve ark (2013)'nin süt dişlerinde üç farklı çürük temizleme yönteminin bağlanma dayanımına etkisini tek aşamalı self-etch ve total etch adeziv sistemler kullanarak değerlendirdikleri çalışmada; Er:YAG lazerin frez ve kemomekanik yöntemlerden daha düşük olduğunu bulmuşlardır (Yıldız ve ark, 2013).

Çalışmamızda EX'in sağlam dentinde Tri-S Bond, etkilenmiş dentinde ise hiçbir adeziv sistem grubunda frez ve lazer preparasyonları arasında anlamlı farka rastlanmamıştır. EX'in frez gruplarında, Tri-S Bond'un sağlam dentin SEM görüntüsünde diğer adeziv sistemlerden farklı olarak heterojen dağılmış farklı uzunluklarda rezin taglar ve etkilenmiş dentinde de az sayıda rezin tag gözlenmiştir. Böylece bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark olmasa da sayısal olarak düşük değerler görüntülere yansımıştır diyebiliriz. Yalnızca Tri-S Bond adezivin kullanıldığı gruplarda lazer preparasyonu sayısal olarak yüksek değerler göstermiştir ancak bu grupların SEM görüntüleri birbirine benzerdir. Er:YAG lazer ile farklı açı ve kontakt modlarındaki preparasyonların bağlanma dayanımlarını SE Bond kullanarak değerlendiren bir çalışmanın 150mJ ve kontakt moduyla yakın bağlanma değerleri elde

edilmişken, nonkontakt modunun değerleri bizim çalışmamıza ait sonuçlardan yüksek olarak bildirilmiştir (De Carvalho ve ark, 2008).

Sağlam dentinde frez ile preparasyon yapıldığında aynı adeziv grupları içinde EX diğer kompozitlerden yüksek sonuçlar vermiştir. Bunun istisnası Tri-S Bond grubunda SF 2'nin en yüksek değere sahip olmasıdır ancak bu grupta EX ve SF 2 arasında anlamlı farklılık yoktur. Bu durum kısmen SEM görüntüleriyle uyumludur. Çünkü EX'in frez gruplarında diğer kompozitlerden rezin tag'lar sayıca fazla ve uzun olsa da 'frez+Single Bond' grubunda Z250 ile SEM görüntüleri benzerdir. 'Frez+Tri-S Bond' gruplarında ise SF 2 ile EX arasında SEM görüntülerinin kısmen benzer olduğunu söylenebilir; EX'te farklı olarak adeziv rezin tabakası yüzeyden ayrılmamıştır. Adeziv sistemler arasında ise Single Bond ve SE Bond tüm kompozitler için daha yüksek değerler ortaya koymuştur ve birbirleri arasında anlamlı farklılık görülmemiştir. Tri-S Bond en düşük değeri sadece SF 2'de diğer adeziv sistemlerden istatistiksel farklılık oluşturmamıştır. SEM görüntülerinde aynı şekilde Single Bond grupları Tri-S Bond'a göre daha uzun ya da kalın ve genellikle daha fazla sayıda rezin tag oluşturarak üstünlük sağlamıştır.

Bu çalışmanın bulgularından farklı olarak farklı adeziv sistemlerle dentinde oluşan hibrit tabakanın mekanik özelliklerini ve mikrogerilim bağlanma dayanımlarını karşılaştıran Freitas ve ark (2017) SE Bond'un bağlanma dayanımının Single Bond ve Tri-S Bond'dan daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Freitas ve ark, 2017). SE Bond ve Tri-S Bond kullanarak dentinde mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendiren Yoshikawa, Sadr & Tagami (2016)'nın çalışmasında bizim verilerimizle uyumlu olarak Tri-S Bond, SE Bond'dan düşük değerler vermiştir. Bunu daha hidrofilik nitelikte olan tek aşamalı self etch adezivden suyun uzaklaştırma zorluğuna, adeziv rezine su geçişien bağlı olarak daha dayanıklı bir adeziv polimer yapısı oluşmasına bağlamışlardır (Yoshikawa , Sadr & Tagami, 2016).

Sağlam dentinde lazer ile preparasyon yapıldığında aynı adeziv grupları içinde EX genel olarak yüksek değerler ortaya koymuştur. Single Bond uygulandığında sadece SF 2, tüm kompozit rezinlerden anlamlı düzeyde düşük değerler sergilemiştir. Bu koşullardaki SEM görüntülerinde EX'in rezin tag sayısı ve uzunluğu diğer kompozitlerden belirgin olarak üstündür ancak diğer kompozitlerin birbiri arasında belirgin fark gözlenmemiştir. SE Bond uygulandığında EX en yüksek değeri gösterirken, kompozit rezinler arasında anlamlı istatistiksel farklılık tespit edilmemiştir. Bağlanma dayanımı sonuçlarından farklı olarak SEM görüntülerinde Z250'de daha fazla sayıda rezin tag oluşumu izlenmiştir. Tri-S Bond uygulandığında yine EX en yüksek değerdeyken, GP ile aralarında anlamlı farklılık bulunmamıştır. EX ve GP'nin 'lazer+Tri-S Bond' gruplarında rezin tag sayılarının benzer olduğu söylenebilirken EX'te farklı olarak adeziv rezin tabakası yüzeyden ayrılmamıştır. Adeziv sistemler arasında SF 2 dışındaki tüm kompozitlerin en iyi değerleri Single grubunda tespit edilmiştir. SF 2'nin en iyi değerleri SE Bond grubunda görülmüştür ancak Single Bond ise anlamlı farklılık izlenmemiştir. Bu sonuçlardan farklı olarak SEM görüntülerinde ise SF 2'nin 'lazer+Single Bond' grubu daha fazla sayıda ve daha uzun rezin tag oluşumu görülmüştür.

Bu sonuçlar göz önüne alındığında fiberle desteklenmiş kompozit rezinin sağlam dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk fill kompozitlerle benzer sonuçlar göstereceğini belirten birinci hipotez kısmen reddedilmiştir.

Etkilenmiş dentinde frez ile preparasyon yapıldığında aynı adeziv sistem grupları içinde en yüksek değerler EX gruplarında gözlenmiştir. Bunun istisnası Tri-S Bond grubu olmuştur; bu grupta EX, GP ve SF 2 arasında anlamlı farklılık görülmemiş ve Z250 anlamlı düşük veriler sergilemiştir. SEM görüntülerinde ise bu istisnaya rastlanmamıştır. Tüm adeziv

sistemlerde EX'te gözlenen rezin tag sayı ve yoğunlukları diğer kompozitlerden fazladır. Z250'nin Tri-S Bond grubundaki bu değeri tüm gruplar içindeki en düşük bağlanma dayanımı ortalamasıdır ve bu grubun SEM görüntülerinde bu yorumu destekleyebilecek kısa ve oldukça ince rezin tag'lar izlenmiştir. Single Bond ve Tri-S Bond gruplarında kompozitler arasındaki ilişki aynı olmuştur. Ancak Single Bond grubu değerleri tüm kompozitler için Tri-S Bond gruplarından yüksektir. Bu artmış farklılık EX ve SF 2 için istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bağlanma dayanım değerleriyle uyumlu olarak tüm kompozitlerin Single Bond görüntüleri SE Bond ve Tri-S Bond'dan daha başarılı dentin- adeziv ara yüz görüntüsü sergilemiştir. SE Bond gruplarında ise EX dışındaki kompozitler arasında anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Adeziv sistemler arasında ise Z250, GP ve SF 2'nin en yüksek değerleri Single Bond grubunda görülmüştür. EX'in ise en yüksek değeri SE Bond grubunda tespit edilmiştir ancak Single Bond değeri ile arasında anlamlı farka rastlanmamıştır. Ceballos ve ark (2003) etkilenmiş dentinde total etch adezivlerin daha iyi bağlanma oluşturmasını, dentin tübüllerinde aside dirençli tabakada zayıf asitlere oranla daha fazla çözünme sağlayıp rezin infiltrasyonuna katkı sağlamasıyla açıklamışlardır (Ceballos ve ark, 2003).

Etkilenmiş dentinde lazer ile preparasyon yapıldığında aynı grupları içinde EX en yüksek değerleri vermiştir. Single Bond gruplarında EX ile Z250 arasında anlamlı farklılık gözlenmezken; SE Bond ve Tri-S Bond gruplarında EX ile GP arasında anlamlı farklılığa rastlanmamıştır. EX'in Single Bond grubu en sık rezin tag oluşumunu ortaya koymuşken diğer kompozitler arasında belirgin farka rastlanmamıştır. EX'in farklı adeziv sistemleri içinde en yüksek değerine SE Bond grubu sahip olurken aralarında anlamlı farklılık yoktur. EX'in Single Bond grubu aynı şekilde diğer adeziv sistem gruplarından sık ve fazla sayıda rezin tag'a sahip olmuştur. Bu durum SF 2 ve GP için de aynı şekilde gözlenmiştir. Farklı olarak Z250'de SE Bond en yüksek değere sahipken Tri-S Bond'daki düşüş anlamlı olmuştur. Adeziv sistemler arasında ise tüm kompozitlerin en yüksek değerleri SE Bond grubunda gözlenmiştir; SEM

görüntülerinde ise Single Bond 'un nispeten daha başarılı olduğunu söylemek mümkündür. Ancak EX, SF 2 ve GP'nin adeziv sistemlerinin arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Z250'de ise sadece Tri-S Bond grubunda Single Bond ve SE Bond'dan anlamlı derecede düşük değere rastlanmıştır.

Çalışmanın bu bulguları ışığında, fiberle desteklenmiş kompozit rezinin etkilenmiş dentinde farklı adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk fill kompozitlerle benzer sonuçlar göstereceğini belirten ikinci hipotez kısmen reddedilmiştir.

Bu sonuçlara benzer olarak, Ünlü ve ark (2010)'nın çalışmasında etkilenmiş dentine en yüksek bağlanmayı veren iki adeziv sistem XP Bond (iki aşamalı total etch) ve SE Bond olmuştur ve aralarında istatistiksel farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızdan farkı yüzey preparasyonunun 600 gritlik zımpara ile yapılmış olması ve doğal çürüklü dişlerin kullanılmış olmasıdır (Unlü ve ark, 2010). Buna ilaveten adeziv sistemlerin arasında belirgin farkın oluşmadığı durumların dentin dokularındaki farklılıktan ya da uygulama prosedürlerindeki hassasiyetler sonucu oluşabilen hatalardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmanın sonuçlarından farklı olarak, üç farklı çürük uzaklaştırma yönteminin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen başka bir çalışmada, lazerle prepare edilen grupların iki aşamalı total etch sistem (Single Bond) grubunda daha yüksek değerlere rastlanmıştır. Tek aşamalı ve iki aşamalı self etch adeziv sistemler arasında ise farklılık bildirilmemiştir (Karaarslan ve ark, 2012).

Bağlanma dayanımı testlerinden sonra başarısızlık tipleri tespit edilmektedir. Bu değerlendirme dentin-adeziv ve adeziv-kompozit rezin arasındaki bağlanma ara yüzlerinden oluşan diş-restorasyon ara yüz başarısızlığının niteliğine ait bir yorumdur. Bu çalışmada

başarısızlık %52 oranında adeziv kopma ile sonuçlanmıştır. Bunu %32 oranla karışık tip ve %16 oranla koheziv tip takip etmiştir. Bunun sebebi adeziv rezin ile kompozit rezin arasındaki bağın, diş dokusundan ziyade birbirlerine benzer materyaller oldukları için dentin-adeziv arasındaki bağdan daha kuvvetli olmasıdır (Van Meerbeek ve ark, 1992). Bunun yanında adeziv başarısızlık oranının yüksek olması adeziv sistemin performansının test edilebildiğine işaret etmektedir (Braga ve ark, 2010). Kompozit grupları içinde başarısızlık tiplerinin dağılımı birbirine benzer olmuştur; her kompozit grubunda en yüksek oranda adeziv tip başarısızlık gerçekleşmiştir. Adeziv başarısızlık en çok GP, en az SF 2’de; koheziv başarısızlık en çok SF 2’te, en az Z250 ’de ve karışık tip başarısızlık en çok Z250, en az GP’da görülmüştür.

Çalışmanın test gruplarına ait SEM görüntüleri incelendiğinde çoğu grupta De Souza ve ark (2004)’nin bulgularıyla uyumlu olarak hibrit tabakanın SEM görüntülerinde tespit edilemediği görülmüştür (De Souza ve ark, 2004). Hibrit tabaka benzeri görüntülerin izlenebildiği gruplar şöyledir; Z250’nin etkilenmiş dentin, ‘frez+Tri-S Bond’ (1c²); GP’nin etkilenmiş dentin, ‘frez+SE Bond’ (2b²); SF 2’nin sağlam dentin, ‘lazer+Single Bond’ (3d¹) ve EX’in etkilenmiş dentin ‘frez+Single Bond’ (4a²) grupları. Bu gruplardan 1c² tüm test grupları içindeki en düşük bağlanma dayanımına sahiptir; bahsi geçen diğer grupların bağlanma dayanımları birbirine yakın ve daha yüksek değerlerdir. Bu bulgudan hareketle hibrit tabakasının görüntülenememesinin bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde bağlanma dayanımları üzerinde etkisinin oluşmadığı düşünülmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Araştırmaya yönelik öne çıkan sonuçlar ve çalışmanın koşul ve kısıtlamaları göz önüne alındığında yapılan değerlendirmeler aşağıdaki gibidir:

- Tüm test gruplarının sağlam dentine ait bağlanma dayanımları sayısal olarak etkilenmiş dentin değerlerinden yüksek bulunmuştur.
- Preparasyon farklılıkları kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarında anlamlı bir değişikliğe sebep olmamıştır. Buna bağlı olarak Er:YAG lazerin geleneksel kavite preparasyonlarına bir alternatif olarak kullanılmasının bağlanma dayanımında genel olarak olumsuz sonuçlara yol açmadığını söylemek mümkündür.
- Kompozit rezinler içinde genel olarak en iyi sonuçları EX verirken, bunu GP takip etmiştir, Z250 ve SF 2 arasında anlamlı farklılık görülmemiştir. Böylece fiberle desteklenmiş kompozit rezinlerin gelişmiş mekanik özelliklerinin yanında bu çalışma kapsamında bağlanma dayanımı sonuçlarının da başarılı olduğunu söylemek mümkündür.
- Frez preparasyonlarında çoğunlukla hem sağlam hem de etkilenmiş dentinde total etch ve ardından iki aşamalı self-etch daha yüksek değerler vermiştir. Bunları tek aşamalı self-etch izlemiştir. Lazer preparasyonlarında sağlam dentinde total etch daha başarılı olmuşken, etkilenmiş dentinde iki aşamalı self-etch öne çıkmıştır. Bu sonuçlara göre farklı preparasyon yöntemlerinde total etch ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemlerin tek aşamalı self-etch adezivlere kıyasla daha başarılı olduğu söylenebilir.

Bu araştırmadan elde edilen sonuçlar ileride yapılacak farklı laboratuvar testleriyle ve klinik çalışmalarla da kıyaslanmalıdır.

KAYNAKLAR

- Abouelleil, H., Pradelle, N., Villat, C., Attik, N., Colon, P., & Grosogeat, B. (2015). Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40(4):262-70.
- Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D.C. (2015). Resin-based composites show similar kinetic profiles for dimensional change and recovery with solvent storage. *Dental Materials*, 31(10):201-17.
- Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D.C. (2016). Surface and bulk properties of dental resin composites after solvent storage. *Dental Materials*, 32(8):987-97.
- Alkudhairy, F.J. (2017). Wear resistance of bulk-fill composite resin restorative materials polymerized under different curing intensities. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(1):39-43.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D.C. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*, 30(2):149-154.
- Amaral, C.M., Diniz, A.M., Arantes, E.B., Dos Santos, G.B., Noronha-Filho, J.D., & da Silva, E.M. (2016). Resin-dentin bond stability of experimental 4-Meta-based etch-and-rinse adhesives solvated by ethanol or acetone. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 18(6):513- 520.
- Amsler, F., Peutzfeldt, A., Lussi, A., & Flury, S. (2017). Long-term bond strength of self-etch adhesives to normal and artificially eroded dentin: Effect of relative humidity and saliva contamination. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2):169-176.

- Amstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H.A., Soares, C.J, & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of ‘micro’ bond strength test methods. *Dental Materials*, 26:50-62.
- Anusavice, K. J., Phillips, R. W., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. (12.Baskı). St. Louis, Mo: Elsevier/Saunders.
- Asaka, Y., Amano, S., Rikuta, A., Kurokawa, H., Miyazaki, M., Platt, J.A. ve ark. (2007). Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. *Operative Dentistry*, 32(1):73-8
- Atalay, C., Yazici, A.R., Horuztepe, A., Nagas, E., Ertan, A., &Ozgunaltay, G. (2016). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bulk fill, bulk fill flowable, fiber reinforced and conventional resin composite. *Operative Dentistry*, 41(5):131-140.
- Ayaz, F., Tağtekin, D., & Yanıkoğlu, F. (2011). Dentin bonding and evaluation methods. *The Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, 4: 49-56.
- Banerjee, A., Watson, T.F.,& Kidd, E.A.M.(2000) Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *British Dental Journal*,188(9): 476-482.
- Baraba, A., Climic, S., Basso, M., Ionescu, A.C., Brambilla, E., Dejan, M. ve ark. Microtensile bond strength of fiber reinforced and particulate filler composite to coronal and pulp chamber floor dentin, *IADR Congress*, 2016.
- Bayne, S.C. (2012). Correlation of clinical performance with ‘in vitro tests’ of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dental Materials*, 28(1):52–71.
- Bek, G. & Eligüzeloğlu, E. (2008). Effect of flowable composite resin on microtensile bond strength to dentin. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 25(2):1-6.

- Bergoli, C.D., Amaral, M. & Valandro, L.F. (2012). The disk-specimen thickness does not influence the push-out bond strength results between fiber post and root dentin. *The Journal of Adhesion*, 88(3):213-223.
- Bergoli, C.D., Amaral, M., Boaro, L.C., Braga, R.R., & Valandro, L.F. (2012). Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5): 471-8.
- Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Vallittu, P.K., & Lassila, L.V. (2016). Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1):95-102.
- Blumer, L., Schmidli, F., Weiger, R., & Fischer, J. (2015). A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dental Materials*, 31:855–863.
- Boyde, A. (1984). Air-Polishing effects on enamel, dentine and cement. *British Dental Journal*, 55:13-18.
- Braga, R.R., Meira, J.B.C., Boara, L.C.C., & Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26:38-49.
- Buzalaf, M.A.R., Hannas, A.R., Magalhaes, A.C., Rios, D., Honorio, H.M., & Delbem, A.C.B. (2010). pH-cycling models for in vitro evaluation of the efficacy of fluoridated dentifrices for caries control: strengths and limitations. *Journal of Applied Oral Science*, 18(4):316-34.
- Cardoso, M.V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & ark. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56(1):31-44.

- Cebollos, L., Camejo, D.G., Victoria Fuentes, M., Osorio, R., Toledano, M., Carvalho, R.M. ve ark. (2003). Microtensile bond strength of total etch and self etching adhesives to caries affected dentine. *Journal of Dentistry*, 31(7):469-77.
- Cehreli, Z.C., Yazici, A.R., Akca, T., & Ozgünaltay, G. (2003). A morphological and microtensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *Journal of Dentistry*, 31(6):429-35.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222: 337-344.
- Chittem, J., Sajjan, G.S., & Varma, K.M. (2015). Comparative evaluation of microshear bond strength of the caries-affected dentinal surface treated with conventional method and chemechanical method(papain), *Journal of Conservative Dentistry*, 18(5):369-373.
- Choi, K., Oshida, Y., Platt, J.A., Cochran, M.A., Matis, B.A., & Yi, K. (2006). Microtensile bond strength of glass ionomer cements to artificially created carious dentin. *Operative Dentistry*, 31(5):90-7.
- Colak, H., Ercan, E., & Hamidi, M.M. (2016). Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials. *European Journal of Dentistry*, 10(1): 40-45.
- Costa, A.R., Garcia-Godoy, F., Correr-Sobrinho, L., Naves, L.Z., Raposo, L.H., Carvalho, F.G. ve ark. (2017). Influence of different dentin substrate (caries-affected, caries-infected, sound) on long-term μ TBS. *Brazilian Dental Journal*, 28(1):16-23.
- Craig, R. G., Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. (13.Baskı). St. Louis, Mo: Mosby Elsevier.

- Cunha, L.G., Alonso, R.C., Pfeifer, C.S., Correr-Sobrinho, L., Ferracane, J.L., & Sinhoreti, M.A. (2007). Modulated photoactivation methods: Influence on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives. *Journal of Dentistry*, 35(4):318-324.
- D'Arcangelo, C., D'Amario, M., Prosperi, G.D., Cinelli, M., Giannoni, M., & Caputi, S. (2007). Effect of surface treatments on tensile bond strength and on morphology of quartz-fiber posts. *The Journal of Endodontics*, 33(3):264-267.
- Dayangaç, B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. (1.Baskı). Ankara: Güneş Kitabevi.
- De Carvalho, F.B., Barbosa, A.F., Zanin, F.A., Brugnera, Jr. A., Silveira, Jr. L., & Pinheiro, A.L. (2013). Use of laser fluorescence in dental caries diagnosis : a fluorescence x biomolecular vibrational spectroscopic comparative study. *Brazilian Dental Journal*, 24(1):59–63.
- De Carvalho, R.C., De Freitas, P.M., Otsuki, M., De Eduardo, C.P., & Tagami, J. (2008). Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers in Medical Science*, 23(2):113-124.
- De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Cardoso, M.V., Van Landuyt, K.L. ve ark. (2012) Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of Dental Research*, 91(4):351-7.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., ve ark. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue:Methods and Results. *Journal of Dental Research*, 84(2):118-132.
- De Oliveira, D.C., Ayres, A.P., Rocha, M.G., Giannini, M., Puppim Rontani, R.M., Ferracane, J.L. ve ark. (2015). Effect of different in vitro aging methods on color stability of a

- dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE 2000 color-difference formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5):322–330.
- De Souza, A.E., Corona, S.A.M., Dibb, R.G.P., Borsatto, M.C., & Pecora, J.D. (2004). Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self etching system and a flowable resin in different dentin depths. *Journal of Dentistry*, 32 (4):269-275.
- Delme, K.I., Deman, P.J., & De Moor, R.J. (2005). Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG preparation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(9):676-85.
- Dias, W.R.L., Pereira, P.N.R., & Swift, E.J. (2004). Effect of bur type on microtensile bond strength of self etching systems to human dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 6(3); 195-203.
- Dunn, W.J., Davis, J.T., & Bush, A.C. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, 21(7): 616-624.
- El Gezawi, M., Kaisarly, D., Al-Saleh, H., ArRejaie A, Al-Harbi F, & Kunzelmann, K.H. (2016). Degradation potential of bulk versus incrementally applied and indirect composites: color, microhardness, and surface deterioration.. *Operative Dentistry*, 41(6):195-208.
- El-Araby, A.M. & Talic, Y.F. (2007). The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin.. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(2):17-24.
- Fejerskov, O., Kidd, E., Nyvad, B., & Baelum, V. (2016). *Diş Çürüğü Hastalık ve Hastalığın Klinik Yönetimi*. (2.Baskı). İzmir:Sürat Üniversite Yayınları.

- Ferracane JL. (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental Materials*, 29(1):51-8.
- Ferracane, J.L. (2011) Resin composite-State of the art. *Dental Materials*, 27(1):29-38.
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials*, 28(5):521-8.
- Fornaini, C. (2013). Er:YAG and adhesion in conservative dentistry : clinical overview. *Laser Therapy*, 22(1):31-35.
- Fráter, M., Forster, A., Keresztúri, M., Braunitzer, G., & Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-inforced composite material, *Journal of Dentistry*, 42(9):1143-50.
- Freitas, P.H., Giannini, M., França, R., Correr, A.B., Correr-Sobrinho, L., & Consani, S. (2017). Correlation between bond strength and nanomechanical properties of adhesive interface. *Clinical Oral Investigations*, 21(4):1055-1062.
- Fronza, B.M., Ayres, A., Pacheco, R.R., Rueggeberg, F.A., Dias, C., & Giannini, M. (2017). Characterization of inorganic filler content, mechanical properties and light transmission of bulk fill resin composites. *Operative Dentistry*, 42(4):445-455.
- Fukushima, T., Inoue, Y., Miyazaki, K., & Itoh, T. (2001). Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *Journal of Dentistry*, 29(3):227-234.
- Gale, M.S. & Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2):89-99.

- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P.K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8):835-41.
- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A.P.A., Vermelho, P.M., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). Self-etch adhesive systems: A literature review. *Brazilian Dental Journal*, 26(1):3-10.
- Goldberg, M. & Keil, B. (1989). Action of a bacterial achromobacter collagenase on the soft carious dentine: an in vitro study with the scanning electron microscope. *Journal de biologie buccale*, 17:269-274.
- Goldman, M. & Kronman, J.H. (1976). A preliminary report on a chemomechanical means of removing caries. *Journal of the American Dental Association*, 93(6):1149-1153.
- Gupta, A., Tavane, P., Gupta, P.K., Tejolatha, B., Lakhani, A.A., Tiwari, R., Kashyap, S., Garg, G. (2017). Evaluation of Microleakage with Total Etch, Self Etch and Universal Adhesive Systems in Class V Restorations: An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(4):53-56.
- Güven, Y. & Aktoren, O. (2015). Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentin. *Lasers in Medical Science*, 30(2):769-78.
- Gwinnett, A.J. (1992). Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. *American Journal of Dentistry*, 5:127-129.
- Hamama, H., Yiu, C., & Burrow, M. (2014). Current update of chemomechanical caries removal methods. *Australian Dental Journal*, 59(4):446-456.
- Hara, A.T., Pimenta, L.A., & Rodrigues, A.L. Jr. (2001). Influence of crosshead speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2):165-9.

- Hegde, M.N. & Bhandary, S. (2008). An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *Journal of Conservative Dentistry*, 11(2): 71–75.
- Heymann, H. O., Swift, E. J., & Ritter, A.V. (2013). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6. Baskı). Missouri: Mosby Elsevier.
- Hibst, R. & Gall, R. (1998). Development of a diode laser-based fluorescence caries detector. *Caries Research*, 32:294.
- Hibst, R. & Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9(4):345-51.
- Hosoya, Y., Shinkawa, H., Suefiji, C., Nozaha, K., & Garcia-Godoy, F. (2004). Effects of diamond bur particle size on dentin bond strength. *American Journal of Dentistry*, 17, 359-364.
- Ilie, N. & Durner, J. (2014). Polymerization kinetic calculations in dental composites: a method comparison analysis. *Clinical Oral Investigations*, 18(6):1587–1596.
- Ilie, N., Keßler, A., & Durner, J. (2013). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerization kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of Dentistry*, 41(8):695-702.
- Iwami, Y., Shimizu, A., Narimatsu, M., Hayashi, M., Takeshige, F., & Ebisu, S. (2004). Relationship between bacterial infection and evaluation using a laser fluorescence device, DIAGNOdent. *European Journal of Oral Science*, 112(5):419-23.

- Joves, G.J., Inoue, G., Nakashima, S., Sadr, A., Nikaido, T., & Tagami, J. (2013). Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin. *Dental Materials Journal*, 32(1):138-43.
- Joves, G.J., Inoue, G., Sadr, A., Nikaido, T., & Tagami, J. (2014). Nanoindentation hardness of intertubular dentin in sound, demineralised and natural caries-affected dentin. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 32:39-45.
- Jung, J.H. & Park, S.H. (2017). Comparison of polymerization shrinkage, physical properties, and marginal adaptation of flowable and restorative bulk fill resin-based composites. *Operative Dentistry*, 42(4):375-386.
- Kanca, J. (1992). Resin bonding to wet substrate I. Bonding to dentin. *Quintessence International*, 23(1):39-41.
- Karaarslan, E.S., Usumez, A., Ozturk, B., & Cebe, M.A. (2012). Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European Journal of Dentistry*. 6(1):87-94.
- Karaarslan, E.S., Yildiz, E., Cebe, M.A., Yegin, Z., Ozturk, B. (2012). Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *Journal of Dentistry*, 40(10):793-801.
- Kern, M., Barloi, A., & Yang, B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, 88(9):817-822.
- Koyuturk, A.E., Ozmen, B., Cortcu, M., Tokay, U., Tosun, G., & Sari, E.M. (2014). Effects of Er:YAG laser on bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin. *Microscopy Research and Technique*, 77(4):282-288.

- Ladizesky, N.H. (1990). The integration of dental resins with highly drawn polyethylene fibres. *Clinical Materials*, 6(2):181-92.
- Lai, G., Capi, C.L., Cocco, F., Cagetti, M.G., Lingstörn, P., Almhöjd, U. ve ark. (2015). Comparison of carisolv system vs traditional rotating instruments for caries removal in the primary dentition: A systematic review and meta-analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8):569-580.
- Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M. & Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7):1605-14.
- Leprince, J.G., Palin, W.M., Hadis, M.A., Devaux, J., & Leloup, G. (2012). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2):139-156
- Leprince, J.G., Palin, W.M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8):993-1000.
- Lima, D.M., Tonetto, M.R., de Mendonça, A.A., Elossais, A.A., Saad, J.R., de Andrade, M.F. ve ark. (2014). Human dental enamel and dentin structural effects after Er:YAG laser irradiation. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 15(3):283-287.
- Lohbauer, U., von der Horst, T., Frankenberger, R., Krämer, N., & Petschelt, A. (2003). Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives, 19(5):435-40.
- Lopes, R.M., Trevelin, L.T., da Cunha, S.R., de Oliveira, R.F., de Andrade Salgado, D.M., de Freitas, P.M., ve ark. (2015). Dental adhesion to Erbium-Lased tooth structure: A review of the literature. *Photomedicine and Laser Surgery*, 33(8):393-403.

- Lussi, A. & Hellwig, E. (2006). Performance of a new laser fluorescence device for the detection of occlusal caries in vitro. *Journal of Dentistry*, 34(7):467-471.
- Marquezan, M., Corrêa, F.N., Sanabe, M.E., Rodrigues Filho, L.E., Hebling, J., Guedes-Pinto, A.C., & ark. (2009). Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Archives of Oral Biology*, 54: 1111-1117.
- Miletic, V., Peric, D., Milosevic, M., Manojlovic, D., & Mitrovic, N. (2016). Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk fill, low shrinkage and conventional composites. *Dental Materials*, 32(11):1441-1451.
- Miletic, V., Pongprueksa, P., De Munck, J., Brooks, N.R., & Van Meerbeek, B. (2017). Curing characteristics of flowable and sculptable bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 21(4):1201-1212.
- Milia, E., Cumbo, E., Cardoso, R.J., & Gallina, G. (2012). Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current Pharmaceutical Design*, 18(34):5542-52.
- Mobarak, E.H. & El-Badrawy, W.H. (2012). Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using dye permeability test. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(3):245-250.
- Monteiro, G.Q., Montes, M.A., Gomes, A.S., Mota, C.C., Campello, S.L., & Freitas, A.Z. (2011). Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dental Materials*, 27(12):213-223.
- Monterubbianesi, R., Orsini, G., Tosi, G., Conti, C., Librando, V., Procaccini, M. ve ark. (2016). Spectroscopic and mechanical properties of a new generation of bulk fill composites. *Frontiers in Physiology*, 27;7:652.

- Morresi, A.L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'arcangelo, C. ve ark. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review, *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29:295-308.
- Mota, C.S., Demarco, F.F., Camacho, G.B., & Powers, J.M. (2003). Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(6):558-64.
- Muñoz, M.A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A.D., & Bombarda, N.H. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5):404-11.
- Neves, A.A., Coutinho, E., Cardoso, M.V., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2011). Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 13(1):7-22.
- Norbø, H., Brown, G., & Tjan, A.H.L. (1996). Chemical treatment of cavity walls following manual excavation of carious dentin. *American Journal of Dentistry*, 9(2): 67-71.
- O'Brien, W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. (4.Baskı). Quintessence.
- Olivi, G. & Olivi M. (2015). *Lasers in Restorative Dentistry: A Practical Guide*. (1.Baskı).Berlin Heidelberg: Springer.
- Otani, A., Amaral, M., May, L.G., Cesar, P.F., & Valandro, L.F. (2015), A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials*, 31(6):648-656.

- Ozmen, B., Koyuturk, A.E., Tokay, U., Cortcu, M., & Sari, M.E. (2015). Evaluation of bond strength of self-etching adhesives having different pH on primary and permanent teeth dentin. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*,; 13(3):274-279.
- Parhami, P., Pourhashemi, S.J., Ghandehari, M., Mighani ,G., & Chiniforush, N. (2014). Comparative study of the shear bond strength of flowable composite in permanent teeth treated with conventional bur and contact or non-contact Er:YAG laser, *Lasers in Medical Science*, 5(3):140-5
- Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., & Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dental Materials*, 11(2):117-125.
- Pashley, D.H., Tay, F.R., Breschi, L., Tjaderhane, L., Carvalho, R.M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1):1-16.
- Perdigado, J., Reis, A., & Loguercio, A.D. (2013). Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review. *The Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4):219-41.
- Perdigao, J. (2010). Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substance treatment. *Dental Materials*, 26(2):24-37.
- Pinna, R., Maioli, M., Eramo, S., Mura, I.,& Milia, E . (2015). Carious affected dentine : its behaviour in adhesive bonding. *Australian Dental Journal*, 60(3):276–293.
- Ribeiro, A.A., Purger, F., Rodrigues, J.A., Oliveira, P.R., Lussi, A., Monteiro, A.H. ve ark. (2015). Influence of contact points on the performance of caries detection methods in approximal surfaces of primary molars: an in vivo study. *Caries Research*, 49(2):99-108.

- Rocha, M.G., de Oliveira, D., Correa, I.C., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M., Ferracane, J.L. & Ve ark. (2017). Light-emitting diode beam profile and spectral output influence on the degree of conversion of bulk fill composites. *Operative Dentistry*, 42(4):418-427.
- Rohanizadeh, R., LeGeros, R.Z, Fan, D., Jea, A., & Daculsi, G. (1999). Ultrastructural properties of laser- irradiated and heat-treated dentin. *Journal of Dentistry*, 78(12):1829-1835.
- Salz, U. & Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental Hard tissue- a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 12(5):343-371.
- Schmid-Schwab, M., Graf, A., Preinerstorfer, A., Watts, D.C., Piehslinger, E., & Schedle, A. (2011). Microleakage after thermocycling of cemented crowns- a meta analysis. *Dental Materials*, 27(9):855-869.
- Schutzbank, S.G., Galaini, J., Kronman, J.H., Goldman, M., & Clark, R.E. (1978). A comparative in vitro study of GK-101 and GK-101E in caries removal. *Journal of Dentistry*, 57(9-10): 861-864.
- Seremidi, K., Lagouvardos, P., & Kavvadia, K. (2012). Comparative in vitro validation of VistaProof and DIAGNOdent pen for occlusal caries detection in permanent teeth. *Operative Dentistry*, 37(3):234-45.
- Shirani, F., Birang, R., Malekipour, M.R., Hourmehr, Z., & Kazemi, S. (2014). Shear bond strength of resin composite bonded with two adhesives: Influence of Er:YAG laser irradiation distance. *Dental Research Journal*, 11(6):689-94
- Smith, D.C. (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 12(6):1066-78.

- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems:from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*, 3;8(1):1-17.
- SonicFill 2 Pruduct Information Sheet, Kerr, <https://www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill-2-technique-card>.
- Stewardson, A.D., Shortall, A.C., & Marquis, P.M. (2010). The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *Journal of Dentistry*, 38(5):437-442.
- Stiesch-Scholz, M. & Hannig, M. (2000). In vitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after diamond or Er:YAG laser cavity preparation.. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2(3):213-22.
- Stonajac, I., Drobac, M., Petrovic, L., & Stojsin, I. (2009). Microleakage of contemporary composite systems in dentin cavities. *Medicinski Pregled*, 62(7-8): 295-303.
- Taneja, S., Kumar, P., & Kumar, A. (2016). Comparative evaluation of the microtensile bond strength of bulk-fill and low shrinkage composite for different depths of class II cavities with the cervical margin in cementum: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 19:532-535.
- Tekçe, N., Tuncer, S., Demirci, M., & Pashaev, D. (2016). The bonding effect of adhesive systems and bulk fill composites to sound and caries affected dentine. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30(2)171-185.
- Tjaderhane, L. (2015). Dentin bonding: Can we make it last? *Operative Dentistry*. 40(1):4-18.

- Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Watanabe, H., Johnson, W.W., Latta, M.A. ve ark. (2016a). Relationship between mechanical properties and bond durability of short fiber-reinforced resin composite with universal adhesive. *European Journal of Oral Science*, 124(5):480-489.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Latta, M.A., & Miyazaki, M. (2016b). Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *European Journal of Oral Science*, 124(3):301-8.
- Tuncer, S., Tekçe, N., Pashaev, D., Demirci, M., & Baydemir, C. (2015). Short- and long-term bond strengths of a gold standard two-step self-etch adhesive system to dentin: a preliminary study. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 49(2):1-7.
- Unlü, N., Cetin, A., Cebe, M., & Gönlüm, O. (2010). Bond strengths on caries affected dentin of current self etch and total etch adhesive systems. *Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, 20(3):162-169.
- Uysal, D. & Güler, Ç. (2012). Laser in dentistry: A literature review. *Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, 6:44-53.
- Vallittu, P.K. (2015). High aspect ratio fillers: Fiber reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials*, 31(1):1-7.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve ark. (2010). Relationship between bond strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2):100-121.

- Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentine interdiffusion zone observed with different dentine adhesive systems. *Journal of Dental Research*, 71(8):1530-1542.
- Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A., & Walsh, J.T. Jr. (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dentistry*, 75(1):599-605.
- Von Fraunhofer, J.A. (2013). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. (2.Baskı). Wiley-Blackwell.
- Wang, L., D'Alpino, P.H.P., Lopes, L.G., & Pereira, J.C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3):162-167.
- Wilson, N.H.F. (2013). *Minimal İnvaziv Diş Hekimliği Diş Çürüklerinin Tedavisi*. (1.Baskı). İstanbul: Quintessence.
- Yamada, Y., Hossain, M., Nakamura, Y., Suzuki, N., & Matsumoto, K. (2001). Comparison between the removal effect of mechanical Nd:YAG and Er:YAG lazer systems in carious dentin. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 19(5):239-43
- Yıldız, E., Karaarslan, E.S., Yeğın, Z., Cebe, M.A., & Tosun, G. (2013). Effect of caries removal techniques on the bond strength of adhesives to caries affected primary dentin in vitro. *The European Journal of Pediatrics*, 14(3):209-14.
- Yip, H.K. & Samaranayake, L.P. (1998). Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clinical Oral Investigations*, 2(4):148-154.
- Yoshikawa, T., Sadr, A., & Tagami, J. (2016). Effects of C-factor on bond strength to floor and wall dentin. *Dental Materials Journal*, 36(6):918-922.

Yoshiyama, M., Tay, F.R., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K. ve ark. (2002).

Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *Journal of Dental Research*, 81(8):556-560.

Zhang, Y.R., Du, W., Zhou, X.D., & Yu, H.Y. (2014). Review of research on the mechanical

properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2):61-69.



EKLER**EK-1**

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı	83116987 - 181	03.03.2016
Konu	Etik Kurul Kararı	
Toplantı Tarihi	01.03.2016	
Toplantı No	2016-05	
Proje No	16-KAEK-056	

Sayın, Yrd.Doç.Dr. Fatma AYLAÇ

Etik Kurulumuzun 01.03.2016 tarihli toplantısında görüülen 16-KAEK-056 numaralı "Fiberle Desteklenmiş Bir Kompozit Resinin Farklı Dentin Nitelikleri ve Preparasyon Yöntemlerindeki Bağlanma Dayanımının Geleneksel ve Bulk-Fill Kompozitlerle Karşılaştırılması" başlıklı çalışmamız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmamın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.



Doç. Dr. Resul YILMAZ
Başkan

EK-2

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmacının/Hekimin Açıklaması

Diş çürüğü farklı yöntemlerle sağlam diş dokusundan temizlenmekte ve farklı dolgu maddeleri ile kaybedilen dokular yeniden telafi edilmektedir. Bu çalışmada dişler üzerinde yapay çürük oluşturulduktan sonra lazer ve elmas frezlerle etkilenmiş dentin adını alan iyileşme potansiyeline sahip diş dokusu geride bırakılacaktır. Daha sonra farklı adeziv sistemler kullanılarak yeni geliştirilmiş fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin dolgu maddesinin diş yüzeyine bağlanma dayanımı test edilecektir.

Çekilecek 20 yaş dişleriniz üzerinde uygulanacak olan bu çalışmaya, tıbbi durumunuz bu koşullara uyduğu için sizi de davet ediyoruz. Ancak hemen belirtilmelidir ki araştırmaya katılıp katılmamak gönüllülük esasına dayalıdır. Bu bilimsel çalışmaya katılma kararını tamamen hür iradeniz ile vermelisiniz. Bu kararı verirken hiç kimse tarafından size telkin ve baskıda bulunulamaz.

Kararınızdan önce söz konusu bilimsel araştırma ve bu araştırmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda yapılacak işlemler hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra bu bilimsel araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bilimsel çalışma hakkında bilgiler

Araştırmaya davet edilmenizin nedeni çekilecek 20 yaş dişlerinizin bulunmasıdır. Bu araştırma Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı tarafından gerçekleştirilecektir.

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin geliştirilmesi ve yeni teknolojilerin bu alana uygulanması hızla devam etmektedir. Bu kapsamda diş hekimliğinde kullanımında yerini alan lazer sistemlerin geleneksel diş çürüğü uzaklaştırma yöntemleriyle karşılaştırılması incelenmeye devam etmektedir. Fiberle desteklenmiş ve bulk fill kompozit rezin dolgu maddeleri de bu gelişmelerdendir. Bu yeni materyallerin amaçları sırasıyla arka grup dişlerde kırılmaya dirençli restorasyonlar sağlamak ve tek tabaka halinde uygulanarak tedavi sürecini kısaltmaktır. Sonuç olarak bu çalışma ile fiberle desteklenmiş yeni bir kompozit rezinin farklı dentin nitelikleri, adeziv sistem ve preparasyon yöntemleri koşullarındaki bağlanma dayanımlarının geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Çalışma kapsamında bilinmesi gereken durumlar ve araştırmacılar ile gönüllülerin uyması gereken kurallar

Araştırmaya katılmanız durumunda;

1. Sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir.
2. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme yapılmayacaktır.
3. Hekim ile aranızda kalması gereken size ait bilgilerin gizliliğine büyük özen ve saygı gösterilecektir.
4. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgileriniz çok büyük bir hassasiyetle korunacaktır.
5. Çalışma sırasında meydana gelebilecek sağlığınız ile ilgili ve diğer olumsuzlukların sorumluluğu araştırmacılara aittir.
6. Gönüllü olarak katıldığımız çalışmanın herhangi bir aşamasında araştırmadan ayrılabilirsiniz. Ancak ayrılmadan önce araştırmacılara bu durumu bildirmeniz önemlidir.
7. Çalışmaya katılmayı kabul etmemeniz durumunda tedavinizde ve klinik izlemlerinizde hiçbir değişiklik olmayacak, her zaman olduğu gibi aynı özen ve ihtimam ile hastalığınızın tedavisi sürdürülecektir.

Katılımcının (Gönüllü) / Hastanın Beyanı

Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatma AYTAC tarafından, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam, hekim ile aramda kalması gereken, bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı gösterileceği, araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı kesin ve net bir şekilde belirtilmiştir.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Benden herhangi bir ücret talep edilmeyeceği ve bana da herhangi bir ödeme yapılmayacağı net ve kesin bir şekilde ifade edilmiştir.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğum bildirilmiştir. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını da bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun, araştırma sürecinde araştırma ile ilgili ortaya çıkabilecek sağlık durumuyla ilgili olumsuzluklarda sorumluluk araştırmacılara ait olup parasal bir yük altına girmeyeceğim.

Araştırma sırasında araştırma ile ilgili bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; günün herhangi bir saatinde. Dr. Fatma Aytaç' a 05356111016 numaralı telefondan ulaşarak danışabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı herhangi bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" (gönüllü) olarak yer alma kararımı tamamen hür iradem ile almış bulunuyorum. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllük içerisinde kabul ediyorum.

İzole edilen genetik materyalinin gelecekteki bilimsel çalışmalarda da kullanılmasına onay

Katılımcı "....." kısmı "**veriyorum**" ya da "**vermiyorum**" şeklinde kendisi, vasisi veya görüşme tanığının el yazısı ile yazılması suretiyle yanıtlayacak ve yanına paraf atılacaktır. Not: Çalışma gen polimorfizm çalışması değil ise bu kutuyu ve içindeki açıklamayı formu bastırmadan önce kaldırınız.

Tarih

Katılımcı (Gönüllü)

Adı, Soyadı :
Adres :
Telefon :
İmza :

Görüşme Tanığı

Adı, Soyadı :
Adres :
Telefon :
İmza :

Katılımcı (Gönüllü) ile Görüşen Araştırmacı

Adı, Soyadı, Ünvanı :
Adres :
Telefon :
İmza :

(Tüm sayfaları imzalı bu formun bir kopyası katılımcıya verilecektir)

8. ÖZGEÇMİŞ

22 Eylül 1986'da Karabük'te doğdum. İlkokul öğrenimime Çelik-İş İlkokulu'nda başladım ve öğrenimimi Şehit Mehmet Dinçel İlköğretim Okulu'nda tamamladım. Ortaokul eğitimimi Karabük Anadolu İmam Hatip Lisesi'nde aldıktan sonra Karabük Cumhuriyet Lisesi (YDL)'nde lise eğitimimi okul birinciliği ile bitirdim.

2004 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2009 yılında mezun oldum.

2014 Kasım ayında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

E-posta adresi: agaccioglumerve@gmail.com

GSM: 0 506 562 77 06