



**BULK-FİLL AKIŞKAN KOMPOZİTLERİN
DENTİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE
POLİMERİZASYON DERECELERİNİN
İNCELENMESİ**

Özcan KARATAŞ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Uzmanlık Tezi-2015

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**BULK-FİLL AKIŞKAN KOMPOZİTLERİN DENTİN
BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE POLİMERİZASYON
DERECELERİNİN İNCELENMESİ**

**Dt. Özcan KARATAŞ
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

Uzmanlık Tezi

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR**

**ERZURUM
2015**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

BULK-FİLL AKIŞKAN KOMPOZİTLERİN DENTİN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ VE POLİMERİZASYON DERECELERİNİN
İNCELENMESİ

Özcan KARATAŞ

Tez Savunma Tarihi: 11.09.2015

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Juri Üyesi: Prof. Dr. Nilgün SEVEN

Juri Üyesi: Prof. Dr. Mehmet YILDIZ

Juri Üyesi: Yrd. Doç.Dr. Nilgün AKGÜL



ONAY

Bu çalışma yukarıdaki juri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

DEKAN
Prof. Dr. Ümit ERTAŞ



Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2015

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Akışkan kompozitlerin içeriği	5
2.1.1. Rezin matris	5
2.1.2. İnorganik doldurucular	8
2.1.3. Bağlayıcı ajan	9
2.2. Akışkan kompozitlerin polimerizasyonu	9
2.2.1. Aktivasyon safhası	10
2.2.2. Başlama safhası	10
2.2.3. İlerleme safhası	10
2.2.4. Bitiş safhası	10
2.2.5. Polimerizasyonun derecesi (Konversiyon)	11
2.3. Bulk-Fill kompozitler	12
2.5. Adezyon ve temel kavramları	14
2.5.1. Mineye adezyon	14
2.5.2. Dentine adezyon	15
2.5.3. Dentin adezivlerin sınıflandırılması	16
2.6. Bağlanma dayanımı testleri ve mikrotensil test metodu	24
2.7. Mikrosertlik tanımı ve ölçüm metodu	27
2.7.1. Vickers sertlik ölçme yöntemi	28
2.7.2. Sertlik oranı ölçüm metodu ve polimerizasyon derecesi ile ilişkisi	29
3. MATERYAL METOD	31
3.1. Mikrotensil testi	31
3.2. Dentin preparasyonu	31
3.3. Adeziv sistemlerin uygulanması	35
3.4. Akışkan kompozitlerin uygulanması	35

3.5. Mikrotensil testi uygulaması	37
3.6. Kırılma analizi	40
3.7. Mikrosertlik ölçümü.....	40
3.8. İstatistiksel değerlendirme	42
4. BULGULAR	43
4.1. Mikrotensil testine ait bulgular	43
4.2. Kırılma analizi bulguları	46
4.3. Mikrosertlik ölçümü sonuçları.....	48
5. TARTIŞMA.....	51
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	67
KAYNAKLAR	69
EK 1: ÖZGEÇMİŞ	84
EK 2: ETİK KURUL RAPORU.....	85

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmamda, bilgi ve tecrübesiyle her an yanımda olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Yardımlarını ve desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Nilgün SEVEN ve Prof. Dr. Mehmet YILDIZ'a, tez jüri komitemde yer alan Yrd. Doç. Dr. Nilgün AKGÜL'e, İnönü Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Muhammet YALÇIN'a, çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Nurcan Özakar İLDAY ve değerli abim Yrd. Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ'e, uzmanlık eğitimim süresince fikirleriyle bana destek olan Restoratif Diş Tedavisi öğretim üyelerine, araştırma görevlisi arkadaşlarıma, desteklerini hep arkamda hissettiğim sevgili anneme, babama, ablalarıma ve sevgili eşim Dr. Satı Ergin KARATAŞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bulk-Fill Akışkan Kompozitlerin Dentin Bağlanma Dayanımlarının ve Polimerizasyon Derecelerinin İncelenmesi

Amaç: Restoratif diş hekimliğinde adeziv sistemlerin gelişmesiyle akışkan kompozitlerin kullanımı artmıştır. Üreticiler akışkan kompozitlerin yetersiz fiziksel ve mekanik özelliklerinden kaynaklanan dezavantajlarını gidermek amacıyla, düşük polimerizasyon büzülmesine ve yüksek translusentliğe sahip ‘Bulk-Fill’ kompozitleri geliştirmiştir. Bu çalışmanın amacı metakrilat esaslı akışkan kompozitler ile Bulk-Fill kompozitlerin dentin bağlanma dayanımlarının ve polimerizasyon derecelerinin incelenmesidir.

Materyal ve Metod: Çalışmamızda kompozitlerin dentin bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla mikrotensil testi kullanıldı. 60 adet çürüksüz molar dişin dentini açığa çıkarılarak rastgele 12 gruba ayrıldı. Altı farklı kompozit Self-Etch ve Etch&Rinse adezivler kullanılarak üretici talimatlarına uygun bir şekilde dentin yüzeylerine yerleştirildi. Düşük hızlı elmas testere ile her grupta 20 adet 1 mm² kesit alanına sahip örnek hazırlandı (n=20). Daha sonra örneklere mikrotensil testi uygulanarak kompozitlerin dentin bağlanma dayanımları karşılaştırıldı. Kompozitlerin polimerizasyon derecelerini ölçmek amacıyla mikrosertlik ölçüm metodundan yararlanıldı. 2 ve 4 mm kalınlıkta silindirik kompozit bloklar hazırlanarak her bloğun taban ve tavan yüzeylerinden sertlik ölçümü yapıldı ve sertlik oranı hesaplandı. Ortalama sertlik oranı 0.80 ve üzeri olan kompozitler yeterli polimerizasyona sahip kabul edildi. Mikrotensil testi ve mikrosertlik ölçümünden elde edilen verilerin tek yönlü Varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile analizleri yapıldı ($\alpha=0.05$).

Bulgular: Mikrotensil testi sonucunda farklı adeziv uygulanan grupların bazılarının dentin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel farklılık görüldü ($p<0.05$). En yüksek dentin bağlanma dayanımı SDR Etch&Rinse grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı Aelite Self-Etch grubunda görüldü. Grandio, Filtek ve Xtra-Base Etch&Rinse grupları ile Self-Etch grupları arasında istatistiksel fark bulunamadı ($p>0.05$). Sertlik oranı ölçümü sonucunda 2 mm kalınlıkta tüm kompozitler yeterli polimerizasyon gösterirken, 4 mm kalınlıkta yalnızca SDR ve Xtra-Base örneklerinde yeterli polimerizasyon tespit edildi.

Sonuçlar: Bulk-Fill kompozitler 4 mm kalınlıkta uygulandıklarında metakrilat esaslı akışkan kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesi gösterirler.

Anahtar Kelimeler: Bulk-Fill kompozit, Akışkan kompozit, Dentin bağlanma dayanımı, Sertlik oranı, Polimerizasyon derecesi.

ABSTRACT

Evaluation of Dentin bond strength and degree of polymerization of Bulk-Fill Flowable Composite

Aim: In Restorative dentistry, the use of flowable composites increased with the development of the dental adhesive systems. Manufacturers developed 'Bulk-Fill' composites which has low shrinkage and high translucency, in order to eliminate disadvantages of flowable composite caused by insufficient physical and mechanical properties. The aim of this study was to investigate the dentin bond strength and depth of polymerization between Bulk-Fill composite and traditional flowable composites.

Materials and Methods: To evaluate the dentin bond strength of composites microtensile test was utilized. Sixty non-carious molar teeth were cut at the dentin level and randomly divided into 12 groups. Six different composites applied on flat dentin surfaces with Self-Etch and Etch&Rinse adhesive according to manufacturer instructions'. 20 samples with 1 mm² cross-sectional area were prepared with low speed diamond saw for each groups (n=20). Then microtensile test was applied and dentin bond strength of composites was compared. In order to measure the depth of polymerization of the composites microhardness measurement method was used. Silindrical composite blocks with 2 mm and 4 mm thickness were prepared, than surface hardness of each composite blocks were measured on the bottom and top surfaces and hardness ratio was calculated. The composites wich has average hardness ratio of 0.80 or higher were considered to have sufficient polymerization degree. Data obtained from Microtensile test and Microhardness measurements were analysed with one way Anova and Tukey HSD ($\alpha=0.05$).

Results: According to the results of microtensile test there were statistically differences between dentin bond strength of some different adhesive applied groups ($p<0.05$). SDR Etch & Rinse group showed the highest dentin bonding strength, while Aelita Self-Etch group showed the lowest. There was no statistically differences between Grandio, Filtek and Xtra-Base Etch&Rinse groups with Self-Etch groups ($p>0.05$). Measurement of hardness ratio show that all composite samples have hardness ratio over 0.80 on 2 mm thickness, while only SDR and Xtra-Base samples showed sufficient degree of polimerizaition on 4 mm thichkness.

Conclusion: Bulk-Fill composite demonstrate even higher degree of polymerisation of the methacrylate based flowable composite when applied in 4 mm thickness.

Keywords: Bulk-Fill composite, Flowable composite, Dentin bond strength, Hardness ratio, Degree of polymerization.

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

BisGMA	: Bisfenol A glisidil dimetakrilat
Bis-EMA	: Etoksi bisfenol A glikol dimetakrilat
BPDM	: Bisfenol-dimetakrilat
°C	: Derece Celsius
HEMA	: Hidroksi Etil Metakrilat
Gr	: Gram
Kg	: Kilogram
MDP	: Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
MDPB	: 12-metakriloloksidesil pyridinium bromid
mm²	: Milimetrekare
N	: Newton
µl	: Mikrolitre
µm	: Mikrometre
MPa	: Mega Paskal
SDR	: Smart Dentin Replacement
Sn	: Saniye
TEG-DMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1: BISGMA (Bisphenol A Glycidyl Methacrylate) molekül yapısı	6
Şekil 2.2: TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat) molekül yapısı	7
Şekil 2.3: UDMA (üretan dimetakrilat) molekül yapısı	7
Şekil 2.4: Silan bağlanma reaksiyonu.....	9
Şekil 2.5: Polimerizasyon reaksiyonu	11
Şekil 2.6: Vicker's sertlik ölçme ucu.....	28
Şekil 3.1: Mikrotensil test gruplarının şematik görünümü	33
Şekil 3.2: Isomet su soğutmalı kesme cihazı	34
Şekil 3.3: Oklüzal minenin uzaklaştırılması ve açığa çıkarılmış dentin yüzeyi	34
Şekil 3.4: Akışkan kompozitlerin uygulama aşamaları	36
Şekil 3.5: L şekilli akrilik bloğa gömülen örnekten mikro örnek hazırlanması	38
Şekil 3.6: Mikrotensil testi aşamaları.	39
Şekil 3.7: Mikrosertlik ölçüm cihazı ve sertlik ölçme işlemi	41
Şekil 4.1: Kırılma analizi yapılan örneklerin stereomikroskop görüntüleri.....	46

TABLolar DİZİNİ

Tablo No

Sayfa No

Tablo 2.1: Akışkan kompozitlerin yapısına katılan monomerler	8
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, içerikleri, seri numaraları.	32
Tablo 4.1: Mikrotensil bağlanma dayanımı testi Varyans analiz tablosu	43
Tablo 4.2: Mikrotensil bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama değerleri (MPa), standart sapmaları ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları	44
Tablo 4.3: Mikrotensil testi uygulanan örneklerde gözlenen bağlanma başarısızlık tipleri	46
Tablo 4.4: Örneklerinin üst ve alt yüzey mikrosertlikleri, standart sapmaları ve sertlik oranları	49
Tablo 4.5: Kompozit örneklerinin 2 ve 4 mm kalınlıkta ortalama sertlik oranları, standart sapmaları ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	50

1. GİRİŞ

Akışkan kompozitler, geleneksel rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilmiştir. Akışkan kompozitler geleneksel kompozitlerin doldurucu miktarının %20-25 oranında azaltılması ve organik matris hacminin artırılmasıyla elde edilmiştir.¹ Doldurucu miktarındaki bu azalma materyalin viskozitesini artırmıştır. Düşük viskozite ve uygulama kolaylığına sahip birinci kuşak akışkan kompozitler zayıf fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle yalnızca kaide materyali olarak kullanılırken, 2000'li yılların başlarında üretilen ikinci kuşak akışkan kompozitler direkt restoratif materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır.²

Akışkan kompozitlerin artan kullanımı araştırmacıları bu materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri konusunda çalışmalar yapmaya teşvik etmiştir. Akışkan kompozitlerin, düşük doldurucu içeriklerinden dolayı dentin bağlanma dayanımı geleneksel kompozite göre daha zayıf, polimerizasyon büzülmesi ise daha fazladır. Akışkan kompozitlerin bu dezavantajlarını gidermek amacıyla son yıllarda 'Bulk-Fill' rezin esaslı kompozitler geliştirilmiştir.^{3, 4} Bu kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye sahip olmaları, akışkan kompozitlere göre ise daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları yönünden avantajlıdır.⁵

Bulk-Fill kompozitlerin geliştirilmiş translusent yapısı ve metakrilat rezin içerisine yerleştirilen foto aktif gruplar, bu kompozitlerin polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edilmesine ve kompozitin bulk tekniği ile 4 mm derinliğe kadar polimerize edilebilmesine izin verebilmektedir.⁶ Bu yeni teknoloji monomer kimyasında yapılan değişiklikler sonucu elde edilmiştir.⁷ Üreticiler Bowen Monomeri (Bis-GMA: 2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropoxy) phenyl]propane) olarak adlandırılan bir monomerin kimyasını

değiştirerek düşük vizkoziteli yeni bir monomer elde etmiştir.⁵ Bulk-Fill kompozitlerin rezin matris yapısına hidroksil serbest BISGMA, alifatik üretan dimetakrilat, parsiyel aromatik üretan dimetakrilat veya yüksek dallı metakrilat eklenmiştir. Organik matriks ve monomer yapısındaki bu değişim kompozitin polimerizasyon büzülmesini %70'e kadar azaltmakta ve kompozitin translusent yapısını geliştirerek polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit kütlesi boyunca daha fazla yayılmasını sağlamaktadır.⁸

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır.⁹ Polimerizasyon derecesi restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler. Yetersiz polimerizasyon durumunda restorasyonda marjinal sızıntı, renklenme, artan aşınma, artan su emilimi ve düşük mekanik direnç gibi problemler rapor edilmiştir.^{10,11} Ayrıca artık monomer salınımı fazlalaşır ve dentin tübüllerini aşarak pulpada geri dönüşümsüz reaksiyona neden olabilir. Polimerizasyon derecesinin artması ile rezinde reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir.¹²

Restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerden biri de dentine adezyondur. Restoratif materyalin dentine adezyonunu ölçmede çeşitli tetlerden yararlanılabilir. Mikrotensil testi kompozit rezinlerin ve adeziv sistemlerin diş sert dokularına bağlantısını ölçmede klinik çalışmalar ve diğer laboratuvar tekniklerinden daha ekonomik, kısa süreli ve hassas olması yönüyle tercih edilebilir.¹³

Çalışmamızda Bulk-Fill kompozitler ile metakrilat esaslı akışkan kompozitlerin, Etch&Rinse ve Self-Etch adezivlerle birlikte kullanıldığında oluşan dentin bağlanma dayanımlarının 'Mikrotensil Testi' ile hesaplanması; bu kompozitlerin polimerizasyon derinliklerinin 'Mikrosertlik Ölçüm Yöntemi' ile incelenmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

Dental kompozit rezinler 1960'lı yıllarda kullanıma girmiştir. Kimyasal olarak polimerize olan bu kompozit rezinlerin doldurucu partiküllerinin büyük ve konsantrasyonlarının düşük olması, polisaj özelliklerini olumsuz yönde etkilediğinden dolguların zaman içerisinde renklendiği saptanmıştır ¹⁴. 1970'li yıllarda ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin gelişimi önemli bir adım olmuş, doldurucu miktarı daha fazla olan bu kompozit rezinlerin mekanik kuvvetlere karşı direnci ve renk stabilitesi artırılmıştır.¹⁵ 1980'li yılların başında posterior bölgede kullanılabilen, partikül boyutu azaltılıp doldurucu miktarı artırılmış kompozit rezinler üretilmiştir.¹⁶ Yine 1980'li yılların ortalarında farklı büyüklükte doldurucular kullanılarak hibrit kompozitlerin üretilmesiyle, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir.¹⁷ Bu dönemden günümüze kadar kompozit rezinlerin gelişimi devam etmiş, bu rezinlerin partikül boyutu, miktarı, doldurucu türü ve doldurucu miktarı değiştirilerek mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir.

Geniş kavitelerde oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla akışkan kompozitler geliştirilmiştir.¹⁸ 1996 yılında üretilen birinci jenerasyon akışkan kompozitlerin partikül boyutları geleneksel kompozitlerle aynı olmakla beraber içeriğindeki doldurucu miktarı azaltılarak materyalin viskozitesi azaltılmıştır. Düşük viskozite ve uygulama kolaylığına sahip birinci kuşak akışkan kompozitler zayıf fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle yalnızca kaide materyali olarak kullanılırken, 2000'li yılların başlarında üretilen ikinci kuşak akışkan kompozitler direkt restoratif materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır.²

Akışkan kompozitlerin vizkoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve manüplasyonlarının kolay olması, klinikte akışkan kompozitlerin kullanım alanlarını genişletmiştir.¹⁹ Ayrıca, düşük elastik modülü sayesinde akışkan kompozitlerin yüksek kırılma direncine sahip oldukları belirtilmiştir.²⁰

Kondanse olabilen kompozitlerin altında kaide materyali olarak, pit ve fissür örtücü olarak restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikro çatlakların kapatılmasında, kavite tabanındaki mikro defektlerin kapatılmasında, dentin hipersensitivitesinde, süt dişlerinin daimi restorasyonunda ve daimi dişlerde sınıf V restorasyonlarda kullanılabilen akışkan kompozitler, doldurucu miktarlarındaki azalmaya bağlı olarak yüksek polimerizasyon büzülmesi, düşük aşınma direnci ve manüplasyon zorluğu gibi dezavantajlara sahiptir.²⁰⁻²²

2.1. Akışkan Kompozitlerin İçeriği

Akışkan kompozitler geleneksel hibrit kompozitlerle benzer şekilde rezin matris, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan içermektedir. Akışkan kompozitlerde kullanılan rezin monomerlerin partikül büyüklüğü geleneksel hibrit kompozitlerle benzer olmakla birlikte dolduru içeriği azaltılmıştır.

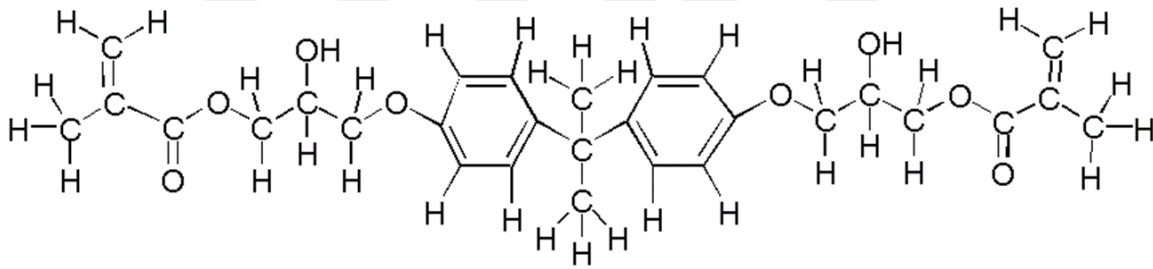
2.1.1. Rezin Matris

Akışkan kompozitler organik matriksin yapısına göre 2'ye ayrılır:

Metil metakrilat matriksli olanlar: 1930'lu yıllardan bu yana diş hekimliğinde kullanılan Metil Metakrilat, suda erimeyen, mikro-molekül yapısına sahip, X-ışınını geçiren, şeffaf ve visköz bir maddedir. Metakrilatlar yapı itibariyle sert olup bükülmeye ve çekmeye karşı dirençlidir. Polimetakrilatlar 600 kg/cm² kuvvete karşı dayanma gösterebilir. Metil metakrilatların en önemli dezavantajları hacimce %21'e varan polimerizasyon

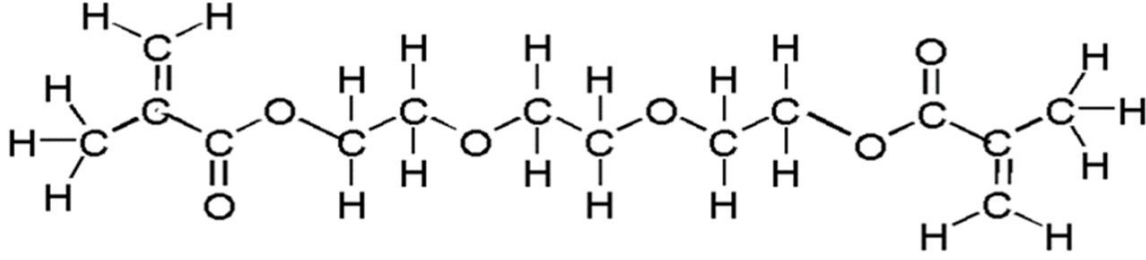
büzülmeleridir. Kompozit rezinlerde, bu oranı azaltmak için önceden polimerize edilmiş metakrilatlar organik matris içerisine yerleştirilmiştir.²³

BISGMA matriksli olanlar: Metil Metakrilatların yüksek polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan sorunların eliminasyonu için metakrilat grubuna epoksi rezin eklenmesiyle elde edilen BISGMA (Bisphenol A Glycidyl Methacrylate), yüksek molekül ağırlığına ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptir. BISGMA bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz bir sıvıdır. Ancak sıkı molekül yapısı ve serbest OH grupları nedeniyle bu molekül yüksek viskoziteye sahiptir.²⁴ (Şekil 2.1)



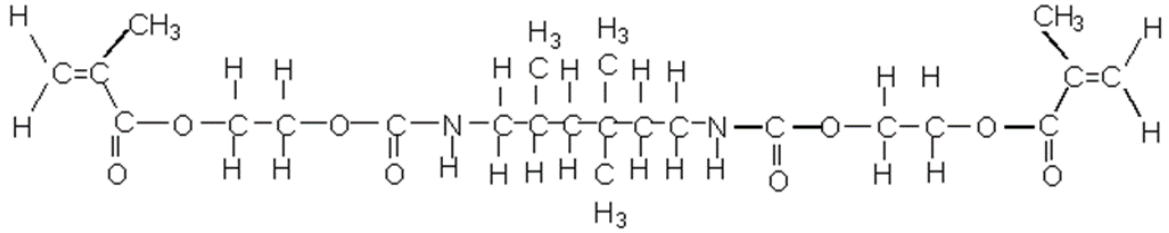
Şekil 2.1: BISGMA (Bisphenol A Glycidyl Methacrylate) molekül yapısı

BISGMA'nın viskozitesini azaltmak için tri-metakrilat eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) adı verilir. Kompozit rezin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matris içerisine TEGDMA monomeri yerleştirilebilir, ancak polimer konversiyonunu ve polimerizasyon büzülmesini artırıcı etkisi vardır. TEGDMA molekülünün serbest omurga yapısı ve zincirler arasındaki zayıf polar bağlar bu materyalin viskozitesini azaltır.²⁵ (Şekil 2.2)



Şekil 2.2: TEGDMA (triethylenglikol dimetakrilat) molekül yapısı

Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA), polimer matris olarak kullanılmıştır. BISGMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan neredeyse tüm kompozitlerin rezin matrislerini oluşturmaktadır.²⁶ (Şekil 2.3)



Şekil 2.3: UDMA (üretan dimetakrilat) molekül yapısı

Işıkla sertleşen akışkan kompozitlerin rezin matrisi içerisinde polimerizasyon reaksiyonunu kontrol eden moleküller yer almaktadır. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatan monomerler (initiatörler) rezin monomerdeki amin-aktivatörlerle reaksiyona girer, serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon başlar. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için en sık 400-500 nm dalga boyuna sahip ışıkla aktive olan Kamforokinon kullanılır. (Tablo 2.1) Polimerizasyonu durdurucu ajanlar ise monomerin kendi kendine polimerize olmasını önler ve kompozitin raf ömrünü uzatır.²⁷

Tablo 2.1: Akışkan kompozitlerin yapısına katılan monomerler

Monomer	Kimyasal Adı	Molekül Ağırlığı (g/mol)	Molekül Formülü	Viskozite (h-pa)
BisGMA	2,2-bis-4-2-(hidroksi-3-metacriloksi-1-oksi)propan	512	C ₂₉ H ₃₆ O ₈	1200
TEGDMA	Triethylene glycol dimethacrylate	286	C ₁₄ H ₂₂ O ₆	0.01
UDMA	1,6-bis-(metacriloksi-2-etoksikarbamilino)-2,4,4-trimethylexan	470	C ₂₃ H ₃₈ N ₂ O ₈	23
Kamforokinon	2-(dimetilamino)etil metakrilat	157	C ₇ H ₁₄ N ₂ O ₂	0.9

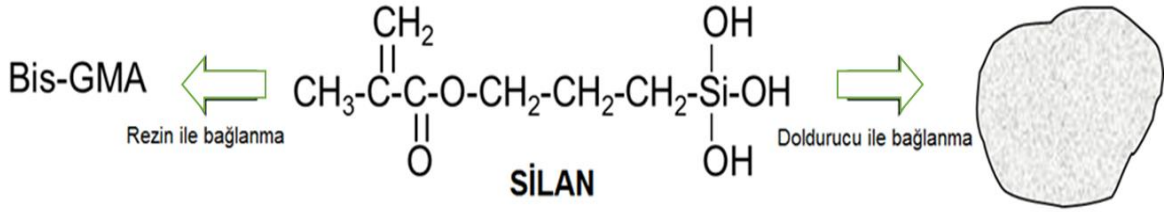
2.1.2. İnorganik Doldurucular

Doldurucu partiküllerin miktarı akışkan kompozitin dayanıklılığını, aşınma direncini, estetik özelliğini, radyo-opasitesini, büzülme ve termal ekspansiyon miktarını belirler. Genel olarak akışkan kompozitlerin doldurucu miktarı geleneksel kompozitlere oranla % 20-25 azaltılmıştır.¹⁸ Akışkan kompozitlerin yapısında bulunan inorganik doldurucular, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur.²⁸ Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine, radyo-opazite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yarar. Böylece kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve

polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir.^{15,29}

2.1.3. Bağlayıcı Ajan

Kompozit rezinlerde, organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bu bağlanma, ara faz ile sağlanır. Kompozit rezinlerde inorganik ve organik komponentleri birbirine bağlayan yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup bunlara 'silan' adı verilmektedir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilir. Kompozit rezinlerdeki siloksan doldurucu partiküllerdeki hidroksil gruplarına bağlanır ve metakrilat rezinle polimerize olur.²⁸ (Şekil 2.4)



Şekil 2.4: Silan bağlanma reaksiyonu

2.2. Akışkan Kompozitlerin Polimerizasyonu

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek bir makro-molekül oluşturmasıdır. Kısacası monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir.³⁰ Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere dört safhadan oluşur.³¹

2.2.1. Aktivasyon Safhası

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir.³¹ Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, kimyasal bileşikler, ışık) vasıtası ile parçalanmasıyla oluşur.⁷ Işık uygulama yönteminde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur. Kamforokinon uygun dalga boyu ve şiddette elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur. Serbest radikal başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğilimindedir.¹²

2.2.2. Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluşturur.³⁰

2.2.3. İlerleme Safhası

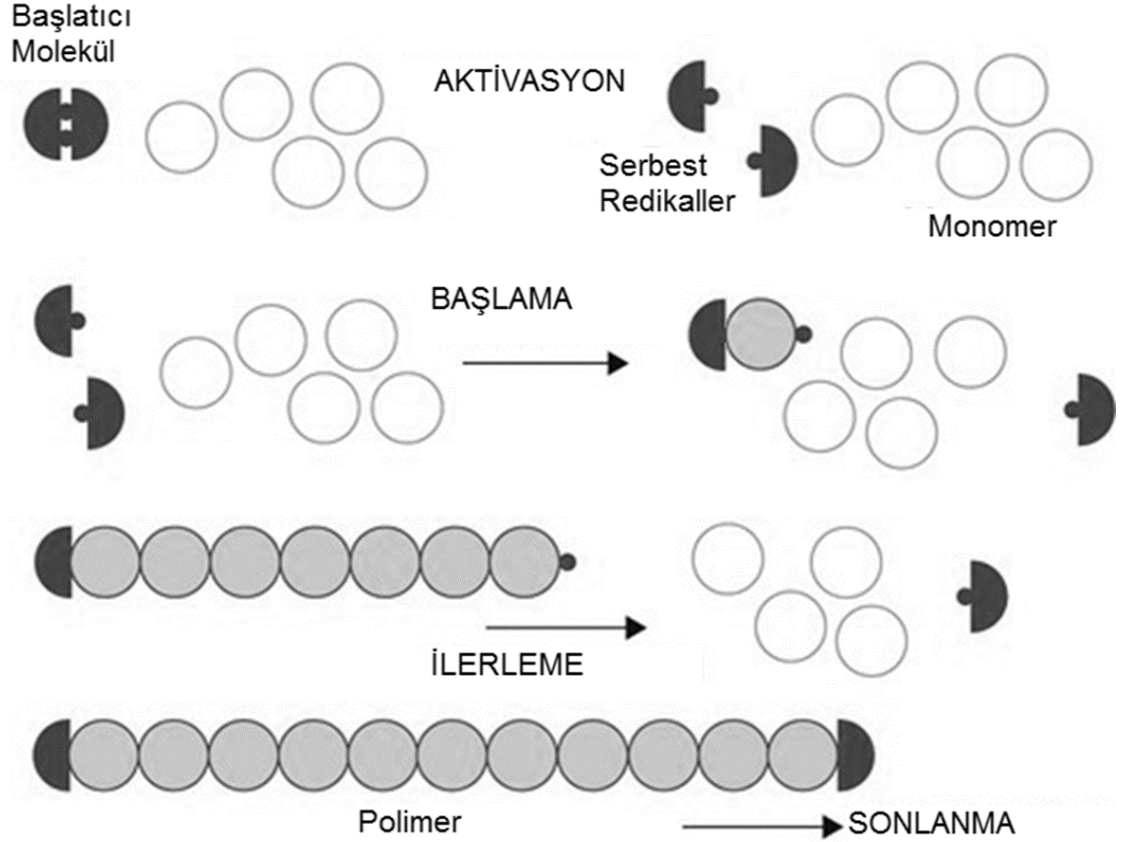
Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluşturur. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açar.³⁰

2.2.4. Sonlanma Safhası

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluşturur. İlave reaksiyona uğramaz. Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri

üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür. ^{30,}

³¹ (Şekil 2.5)



Şekil 2.5: Polimerizasyon reaksiyonu

2.2.5. Polimerizasyonun Derecesi (Konversiyon)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır.⁹ Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir.⁷ Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek ilk bakışta yararlı gibi görünmekle birlikte

hatalıdır. Polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekaniksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler. İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir.⁹

Yetersiz polimerizasyon, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerinde olumsuz etki göstermesine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir.⁷

2.3. Bulk-Fill Kompozitler

Diş hekimliğinde estetik materyallerdeki gelişmeler sonucunda kompozit rezinlerin kullanım sıklığı artmıştır. Ancak kompozit rezinler sınırlı polimerizasyon derecesi ve artan polimerizasyon büzülmesi riskinden dolayı geniş ve derin kavitelere tabakalar halinde yerleştirilmelidir. 'İnkremental teknik' adı verilen bu tekniğin kullanımı çok sayıda kütleme gerektirir ve zaman kaybına neden olur.³² Bu olumsuzluğu gidermek amacıyla üreticiler kompozit rezini daha büyük kütlelerle yerleştirebilmenin ve polimerizasyon büzülmesini azaltmanın yollarını aramışlardır. Bunun sonucunda 'Bulk-Fill' adı verilen yeni nesil kompozit rezinler geliştirilmiştir.⁵

Akıcı kompozitlerin organik matris miktarının azaltılması, polimerizasyon sırasında meydana gelen iç stresleri azaltmış, ancak yapının stabilitesini de azaltarak polimerizasyon büzülmesini arttırmıştır. Akıcı kompozitlerin bu dezavantajları üreticileri bu kompozitlerin organik matrisi yapısında değişiklik yapmaya itmiştir.³³ Üreticiler Bowen Monomeri (Bis-GMA: 2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropoxy) phenyl]propane) olarak adlandırılan bir monomerin kimyasını değiştirerek düşük vizkoziteli yeni bir monomer elde etmiştir.⁵

Bulk-Fill kompozitlerin rezin matris yapısına hidroksil serbest BISGMA, alifatik üretan dimetakrilat, parsiyel aromatik üretan dimetakrilat veya yüksek dallı metakrilat eklenmiştir. Organik matrist ve monomer yapısındaki bu değişim kompozitin polimerizasyon büzülmesini %70'e kadar azaltmakta ve kompozitin translusent yapısını geliştirerek polimerizasyon için gerekli ışığın kompozit kütlesi boyunca daha fazla yayılmasını sağlamaktadır.⁸ Bulk-Fill kompozitler kaviteye 4-5 mm kalınlığında yerleştirilerek polimerize edilebilir.³⁴

İlk üretilen Bulk-Fill kompozit Dentsply firmasına ait 'Smart Dentin Replacement (SDR)' isimli üründür. SDR, yapısında modifiye Üretan Dimetakrilat rezin içerisinde bir fotoaktif grup içerir.³⁵ Bu rezin yapısı nispeten yavaş bir polimerizasyon oranı gösterir. Foto aktif grubun rezin yapı içerisine katılarak polimerizasyonu etkilediği, hatta polimerizasyon büzülmesini geleneksel metakrilat bazlı kompozitlere göre %60-70 oranında azalttığı düşünülmektedir.³² SDR geleneksel kompozitlerin 2 mm derinlikte tabakalar halinde kullanımı zorunluluğunu ortadan kaldıran ve 4 mm derinliğe kadar polimerize olabilen bir akıcı kompozit olarak piyasaya sürülmüştür. Ancak üreticilerin iddialarına rağmen Bulk-Fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin ve polimerizasyon sırasında meydana gelen streslerin geleneksel kompozitlerden az olduğunu kanıtlayan yeteri kadar klinik çalışma mevcut değildir.³⁵

2.5. Adezyon ve Temel Kavramları

Adezyon iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanmasıdır. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “aderent” denir. Bu durumda kullandığımız bonding ajanlar adeziv, mine ve dentin yüzeyleri ise aderent olarak kabul edilebilir. Adezyon 3 farklı mekanizma ile temin edilir.³⁶

- Fiziksel adezyon: Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlanmadır.
- Kimyasal adezyon: İyonik, kovalent ve mekanik bağlar gibi primer birleşme kuvvetlerini esas alan, farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan zayıf bir bağlanmadır.
- Mekaniksel adezyon: Geometrik ve reolojik etkenlere bağlı olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen güçlü kilitlenmedir.³⁷

Başarılı bir adezyon sağlanabilmesi için; aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı, adezivin değme açısı mümkün olduğunca küçük olmalı, adezivin yüzey gerilimi aderentin kritik yüzey gerilimi değerine eşit veya daha az olmalıdır.³⁸

2.5.1. Mineye Adezyon

Mine dokusu ağırlıkça %95 inorganik, %4 organik doku, %1 su; hacimce ise %86 inorganik, %2 organik doku, %12 su içeriğe sahiptir. Mine dokusu bu özellikler itibarıyla dentinden daha fazla inorganik madde içerir, daha yüksek yüzey enerjisine sahiptir ve hidrofobik adezivlerin bağlanmasına daha elverişlidir.³⁷ Buonocore 1955’te asit-etch tekniğini tanıtarak rezin materyallerin mineye retansiyonunu arttırmıştır. Asit-etch işlemi sayesinde minede 6 MPa’lık bağlanma dayanımı sağlanmıştır.³⁹ Minenin asitle

pürüzlendirilmesi, 10 µm'lik mine yüzeyini uzaklaştırır ve 5-50 µm derinliğinde pöröz bir tabaka oluşturur, ayrıca minenin ıslanabilirliğini ve yüzey alanını arttırır. Düşük viskoziteli bir rezin uygulandığında, mine prizmaları arası boşluklara penetrasyon sonucu makro-rezin tagların oluşması, intraprizmatik alanlarda ise daha küçük rezin uzantıları olan mikro-rezin tagların oluşması sonucunda mikromekanik bir bağlantı meydana gelir.⁴⁰

2.5.2. Dentine Adezyon

Dentin adezyonunda rol oynayan başlıca etkenler; dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize veya sklerotik), smear tabakası ve yaştır.⁴¹ Bu etkenler dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur. Derin ve yüzeysel kavitelere dentin tübülü çap ve sayısındaki farklılıklar, adeziv bağlanma dayanıklılığını etkiler. Pulpa yakınındaki dentinin hacimce %28'ini oluşturan tübüller, mine-dentin sınırındaki dentinin %4'ünü kapsar. Ayrıca pulpa yakınındaki tübül sayısı (mm²'de 45.000) ve çapı (25 µm), mine-dentin sınırındaki tübül sayısı (mm²'de 20.000) ve çapına (0.8 µm) oranla daha fazladır. Bu faktörlerle beraber bölgede dentin dokusunun daha ince olmasına bağlı olarak geçirgenliğin artması, pulpaya yakın derin dentin yüzeylerinde adeziv bağlanma dayanıklılığının daha düşük olmasına neden olur.⁴²

Dentine bağlanmayı etkileyen önemli bir faktör de kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesidir. Kompozit rezinlerde hacimce %2-3 kadar olan polimerizasyon büzülmesi temel olarak doldurucu içeriğine bağlıdır.⁴³ Mikro doldurucu içeren kompozit rezinler, makro doldurucu içeren kompozit rezinlerden daha fazla büzülür. Ancak mikro dolduruculu kompozit rezinler daha düşük esneklik modülüne sahiptir ve düşük esneklik modülüne sahip kompozit rezinler akıcılıklarıyla polimerizasyon büzülme

streslerini biraz azaltabilir. Yüksek esneklik modülüne sahip kompozit rezinler ise akıcı değildir. Bu yüzden polimerizasyon büzülme streslerini daha az kompanse edebilir. İlave olarak yoğun doldurucu içeren kompozit rezinler kuvvete maruz kaldıklarında esnemez ve bu kuvvetleri bağlantı ara yüzeyine iletir.^{44,45}

2.5.3. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

2.5.3.1. Kuşaklara Göre Sınıflandırma

Dentin adezivler kuşaklara göre 7 gruba ayrılır:

Birinci kuşak dentin adezivler: Buonocore ve arkadaşları,⁴⁶ gliserofosforik asitin kullanımıyla dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentine bağlanabildiğini göstermişlerdir. Biofonksiyonel rezin molekülüyle hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim sonucu bağlanma olduğu düşünülmüştür. 1965’de Bowen,⁴⁷ N-phenyl glycin glycidyl methacrylate (NPG-GMA) kullanarak dentine bağlanmayı denemiştir. Bu molekülün bir ucunun dentine bağlanırken diğer ucunun kompozit rezine bağlanabileceğini göstermiştir. Bu sistemde dentinal adezyon artmış ancak bağlanma yine yetersiz bulunmuş ve makaslama bağlanma direnci yalnızca 2-5 Mpa olarak tespit edilmiştir.

İkinci kuşak dentin adezivler: 1970’lerin sonunda ana maddesi doldurucusuz rezinin halofosfor esterleri, Bis-GMA veya HEMA olan dentin bonding ajanlar üretilmiştir. Bu bonding ajanların bağlanma mekanizması klorofosfat grupları aracılığıyla dentinal kalsiyuma iyonik bağlanmadır.⁴⁸ Smear tabakası üzerine direkt olarak uygulanan bu sistemde amaç; dentin yüzeyi üzerine dentin sıvısının akışını ve dentin geçirgenliğini önleyerek, bonding sistemlerin smear tabakasına ve alttaki dentinin kalsiyum iyonlarına geçebilmesini sağlamaktır.⁴⁹ Bu ürünler ilave edilen kollagen ve smear tabakasına bağlanma özelliklerinden dolayı dentine 10 MPa’dan fazla bağlanma dayanıklılığı göstermektedir

ancak bağlanma dayanıklılığı kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı koyamadığından restorasyon etrafında gap formasyonu meydana gelmektedir. İkinci kuşak sistemlerin zayıf bağlanmasının esas nedeni dentin yerine smear tabakasına tutunmalarıdır.⁵⁰

Üçüncü kuşak dentin adezivler: Birinci ve ikinci kuşak adezivler dentinin inorganik yapısına bağlanabilme amacı ile geliştirildiğinden istenilen başarı elde edilememiştir. Çözüm olarak adezivlerin yapısına suda çözünebilir glüteraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollajeninin amino grupları ile de bağlanma sağlanabilmiştir.⁵¹ 1984 yılında geliştirilen üçüncü kuşak adeziv sistemlerde dentinin asitle pürüzlendirilmesi sonucu smear tabakası modifiye edilmiş veya tamamen kaldırmıştır. Bağlanmanın ana mekanizması intertübüler, intratübüler ve peritübüler dentinin ilk 1-5 µm'lik alanına mikromekanik bağlanmadır. En önemli karakteristik özelliği çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Asitleme işlemiyle smear tabakasının kaldırılması veya çoğunlukla modifiye edilmesini takiben, hidrofilik primer ve adeziv rezin uygulanmaktadır.⁵² Üçüncü kuşak sistemlerde dentine bağlanma direncinde ikinci kuşak sistemlere göre önemli gelişmeler sağlanmış ve 14-20 MPa arasında bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Ayrıca mikrosızıntıyı azaltmada daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir.⁵³

Dördüncü kuşak dentin adezivler: Smear tabakasının tamamen kaldırılması 4. kuşak bonding sistemlerle başarılmıştır. Fusayama ve arkadaşları,⁵⁴ 1979'da mine ve dentine bağlanmayı arttırabilmek için tüm kaviteyi %40'lık fosforik asitle asitlemişler, ardından polimerize edilmiş metakrilatın %10'luk sitrik asitle demineralize edilmiş dentine penetre olduğu ve bir hibrit tabakasının oluştuğu bildirilmiştir.

“Etch&Rinse” tekniğinin kullanılması 4. kuşak bonding sistemlerin karakteristik özelliğidir. Üç aşamalı olarak uygulanan bu teknikte önce mine ve dentin %32-37'lik

fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmektedir. Asitleme işleminin ardından düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılmakta, son basamakta ise düşük viskoziteli, doldurucu ya da doldurucusuz bir bonding rezin uygulanmaktadır.⁵⁵ Dördüncü nesil sistemlerin dentine minedekine benzer şekilde yüksek bağlanma dayanımı sağladığı, iyi bir marjinal bütünlük ve sızdırmazlık temin edildiği tespit edilmiştir. Bağlanma dayanımları 17-26 MPa olan dördüncü kuşak sistemler ayrıca metale ve porselene de bağlanma özelliği göstermektedir. Ancak uygulamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi bir dezavantaj olarak klinisyenlerin karsısına çıkmaktadır.⁵⁶

Beşinci kuşak dentin adezivler: Çok basamaklı sistemlerin (multi-step) uygulama basamaklarını azaltmak ve kolaylaştırmak amacıyla primer ve adeziv rezin birleştirilerek tek şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden beşinci kuşak adezivlere “tek şişe sistemler” veya “self priming adezivler” de denilmektedir.⁵⁷ Beşinci kuşak sistemler aseton, etanol-su çözücü sistemi içinde Bis-GMA, BPDM (bisfenol-dimetakrilat) ve HEMA kombinasyonları içerirler. Bu kuşakta rezinin dentin içine etkili penetrasyonu için, hidrofilik kombinasyonlar etkilidir.⁵⁸

Beşinci kuşak sistemler hibrit tabaka ve rezin taglar oluşturarak bağlanma sağlar ve hem mine hem de dentinde yüksek bağlanma dayanıklılığı oluşturur. Bu sistemlerin makaslama bağlanma dayanımları 14-28 MPa arasında bulunmuştur.⁵⁹ Bu kuşakta yer alan aseton esaslı hidrofilik primer içeren adeziv sistemlerin nemli dentin dokusu ile kuru dentine oranla daha güçlü bir bağlanma oluşturduğu bulunmuş ve 1991’de Kanca tarafından⁵⁷ ‘**Wet bonding (nemli bağlanma)**’ kavramı ortaya atılmıştır. Nemin kollagen liflerin asit uygulandıktan sonra artan elastisite modül değerini düşürerek onlara esneklik kazandırdığı, kollagen liflere destek olduğu, lifler arasındaki boşlukları genişlettiği ve monomer

infiltrasyonunu kolaylaştırdığı görülmüştür. Demineralize dentinin aşırı biçimde kurutulmasının ise kollagene destek veren suyun buharlaşmasına ve monomer penetrasyonunun sınırlanmasına neden olduğu saptanmıştır.

Nemli dentin yüzeyine uygulanan adeziv sistemdeki çözücüler kollagen fibriller arasındaki suyun HEMA gibi hidrofilik monomerlerle yer değiştirmesini sağlar ve bu çözücüler havayla kurutma esnasında su ile beraber uzaklaşırken, kollagen fibrillerin absorbe ettiği monomerler bonding rezinle birleşir.⁶⁰ Nemli bağlanmada dentin yüzeyinin ne kadar nemli bırakılacağı bir sorun oluşturmaktadır. Dentin yüzeyinde bulunan az miktardaki nem (4µl) rezinin bağlanma dayanımını olumlu yönde etkiler. Aşırı nem (20µl) ise hidrofilik monomerin konsantrasyonunun düşerek suyla yer değiştirmesinin güçleşmesine, böylece bağlanmanın zayıflamasına neden olmaktadır (overwet phenomen).

Altıncı kuşak dentin adezivler: Beşinci kuşak sistemler uygulama aşamalarını kısaltmasına rağmen “Etch&Rinse” tekniğindeki teknik hassasiyeti gidermemiştir. Watanabe ve arkadaşları,⁶¹ 1994’te %20’lik phenyl-P (2-methacryloyloxyethyl phenyl hydrogenphosphate) asidik monomerinin, %30’luk HEMA içerisinde çözünmesiyle elde edilen karışımın asit uygulamasına gerek kalmaksızın kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu sistem “Self-Etching system” olarak adlandırılmıştır. Bu sistemde asit ve primer basamaklarının birleştirilmesi (Self-Etching primer) çalışma zamanını azaltıp asidik jelin yıkanma safhasını ve aynı zamanda kollajenlerin aşırı kurumaya bağlı çökme riskini ortadan kaldırmıştır.⁶²

Self-Etching primer sistemlerin dentini Etch&Rinse sistemlere göre daha az agresif olarak asitlemesi, demineralize bölgeye rezinin tam olarak penetre olması, smear tıkaçları kaldırılmayıp dentin tübüllerinin tıkalı kalması ve kollagenin aşırı kurutma riskinin ortadan

kaldırılması gibi sebeplerle Etch&Rinse sistemlere göre daha az post operative hassasiyete sebep oldukları bildirilmiştir.⁶³

İlk üretilen Self-Etch sistemler iki basamakta uygulanmaktaydı. 2000'lerin başında tek basamaklı Self-Etch bonding ajanlar üretilmeye başlandı. Bu sistemler mine ve dentine tek aşamada uygulanır ancak asidik primer içeren solusyonla adezivin dentine uygulanmadan önce karıştırılması gerekmektedir. Bu sistemler "All-in-one" şeklinde isimlendirilmiştir. Bağlanma dayanımları 12-29 MPa'dır. Self-Etch sistemler tarafından oluşturulan rezin-dentin bağlanma kalitesi sistemin agresifliği ile direkt olarak ilişkilidir. Self-Etch sistemler pH derecelerine göre hafif, orta ve kuvvetli olmak üzere üçe ayrılabilir ancak temel olarak hafif ve kuvvetli olarak da sınıflandırılabilir.⁶⁴ Hafif Self-Etch sistemlerin pH'ları 2 civarındadır. Dentin yüzeyini (smear tabakasını) kısmen çözer. Asidik primer uygulaması ile hidroksiapatitin tamamı çözülüp uzaklaştırılmadığından kollagen lifler etrafındaki rezidüel hidroksiapatit, monomerin karboksil ve fosfat gruplarıyla kimyasal bağlanır. Böylece mikromekanik ve kimyasal bağlanmanın bir arada sağlanması restorasyonun uzun süreli başarısını artırır. Bu sistemde yaklaşık 0.5-1 µm civarında ince bir hibrit tabaka oluşmaktadır. Kuvvetli Self-Etch sistemlerin pH'ları 1'den düşüktür. Dentine daha derin infiltre olur. Bu nedenle hibrit tabaka 2-3 µm kalınlığa ulaşabilmekte ve dentindeki ultra morfolojik görüntüsü Etch&Rinse adezivlere benzemektedir.^{65, 66}

Bazı all in one adezivler iki basamaklı Self-Etching primerlerden daha asidik ve hidrofiliktir. Hidrofilikliğin artması ile beraber bu sistemlerden suyu buharlaştırmak zorlaşmıştır ayrıca su buharlaştırılırsa da, bond uygulanmış dentinden adeziv rezin içerisine hızlıca geri difüze olmaktadır. Daha güçlü çapraz bağlı polimer ağı oluşturmak üzere all in one adezivlere hidrofobik dimetakrilatlar katılmasına rağmen, hidrofilik monomerler "water

trees” denen su ile dolu mikroskobik kanallar oluşturmak üzere polimerizasyon öncesi kümelenme eğilimindedir. TEM’de gözlemlenebilen bu oluşumların, suyun alttaki dentinden adeziv-kompozit ara yüzeylerine, (hibrit ve adeziv tabakalara) hareketine izin vererek zaman içerisinde rezin dentin bağlanma dayanımında degradasyona (yıkıma) neden olabileceği bildirilmiştir.⁶⁷

Yedinci kuşak dentin adezivler: Yedinci kuşak dentin adezivleri 2002’nin sonlarında üretilmiştir. Bu adezivler altıncı kuşak bonding ajanlara ilave olarak yapısında bulunan Gluma (gluteraldehit) sayesinde dezenfeksiyon ve desensitizasyon sağlamaktadır. Bu sistemde asit primer, adeziv ve hassasiyet giderici tek bir şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle altıncı kuşak bonding ajanlarda olduğu gibi ilave bir karıştırma ve yerleştirme safhasına gerek yoktur.⁶⁸

Yedinci kuşak sistemlerde makaslama bağlanma dayanımının 16-20 MPa olduğu belirtilmiş ve dentine bağlanma değerleri açısından Self-Etching primer sistemlerle arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır. Ancak Self-Etching primer sistemlerin mikrosızıntıyı engellemede daha başarılı olduğu bulunmuştur.⁶⁹

2.5.3.2. Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflama

Kronolojik sınıflamanın bilimsel bir temele dayanmadığı gerekçesiyle, adeziv sistemler klinik uygulama basamaklarına ve smear tabakasına etkilerine göre yeniden sınıflandırılmıştır.

Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivler: Bu tür adezivler, smear tabakasının pulpayı koruyan doğal bir engel oluşturarak, bakteriyel geçişi durdurabileceği ve pulpal sıvı hareketinin dentine bağlanmada oluşturabileceği negatif etkiyi ortadan kaldıracak şekilde hazırlanmıştır. Bu görüşüyle, smear tabakasını yalnızca değişikliğe uğratabilecek şekilde hazırlanmıştır. Bu

sistemlerde dentinal yüzeye rezinin sınırlı penetrasyonu görülür. Smear tabakasını modifiye eden adezivlerin bazılarında sadece adeziv rezin (tek basamaklı), bazılarında ise primer ve adeziv rezin (iki basamaklı) bulunmaktadır. Bu grupta yer alan adezivlerin çoğu günümüzde kullanımdan kalkmıştır.⁷⁰

Smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran dentin adezivler: Bu sistem Etch&Rinse tekniği ile mine ve dentine asidik conditioner uygulanarak smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması ardından hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşturulması esasına dayanır. Üç basamakta uygulanan bu sistemin teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması sebebiyle primer ve adezivin birleştirildiği tek şişe bonding sistemler geliştirilmiştir.⁷⁰

Smear tabakasını kısmen çözen dentin adezivler: Self-Etch olarak adlandırılan bu sistem, smear tabakasının ve alttaki dentin yüzeyinin kısmen demineralize edilmesi esasına dayanır. Aynı anda mine ve dentinin asitlenmesi, primer uygulaması ve monomerlerin smear tabakasını geçerek alttaki demineralize dentine girip polimerize olması sağlanır.⁷¹

2.5.3.3. Adezivlerin Güncel Sınıflaması

Günümüzde daha çok adezyon yöntemlerine göre olan sınıflama kullanılmaktadır. Modern adeziv sistemlerin adezyonunu üç şekilde sınıflandırmak mümkündür:⁷⁰

1. Etch&Rinse (total-etch) sistemler:

-Üç basamaklı Etch&Rinse sistemler (multi-step)

- İki basamaklı Etch&Rinse sistemler (tek şişe sistemler)

2. Self-Etch sistemler:

- İki basamaklı Self-Etch sistemler (Self-Etching primer)

-Tek basamaklı Self-Etch sistemler(all-in-one, Self-Etching adeziv)

3. Cam iyonomer adezivler

Etch&Rinse adeziv sistemler (Total-Etch): Etch&Rinse tekniği, mine ve dentine asidik conditioner uygulanarak smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması ve ardından hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşturulması esasına dayanır. Üç basamakta uygulanan bu sistemin teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması sebebiyle primer ve adezivin birleştirildiği tek şişe bonding sistemler geliştirilmiştir.⁷⁰

Self-Etch adeziv sistemler: Self-Etch adeziv sistemi, smear tabakasının ve alttaki dentin yüzeyinin kısmen demineralize edilmesi esasına dayanır. Aynı anda mine ve dentinin asitlenmesi primer uygulaması ve monomerlerin smear tabakasını geçerek alttaki demineralize dentine girip polimerize olması sağlanır.⁷² Bu tür adezivler, smear tabakasının pulpayı koruyan doğal bir engel oluşturarak bakteriyel geğişi durdurabileceği ve pulpal sıvı hareketinin dentine bağlanmada oluşturabileceği negatif etkiyi ortadan kaldıracak şekilde hazırlanmışlardır. Self-Etch adezivlerin bazılarında sadece adeziv rezin (tek basamaklı), bazılarında ise primer ve adeziv rezin (iki basamaklı) bulunmaktadır.⁷³

Cam iyonomer adezivler: Resin modifiye cam iyonomer teknolojisinden köken alan cam iyonomer adezivler, resin modifiye cam iyonomer restoratif materyalin seyreltilmiş şeklidir.⁶⁶ Adezyon mekanizmasının, dentine mikromekanik ve kimyasal kombinasyonla olduğu düşünölmektedir. Kısa bir polialkenoik asit uygulamasıyla diş yüzeyi temizlenerek smear tabakası kaldırılır ve resin komponent dentine, hibridizasyondakine benzer şekilde mikromekanik olarak bağlanır.⁷⁴ Kimyasal bağlanma ise polialkenoik asitin karboksil grupları ile hidroksiapatit kristalinin kalsiyum iyonları arasında geręekleřir.⁶⁷

2.6. Bağlanma Dayanımı Testleri ve Mikrotensil Test Metodu

Bağlanma dayanımı testleri, restoratif sistemlerin etkinliklerinin ve klasik bonding sistemlerinin klinik performanslarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dentine bağlanma genellikle, klasik bağlanma testleriyle (tensile-çekme ve shear-makaslama testleri) değerlendirilmektedir.⁷⁵ Klasik bağlanma test metotları geniş yüzey alanlarında kullanılmaktadır. Bu testlerde ortaya çıkan kırılmalar sıklıkla dentinde koheziv (dentin içerisinde) şeklindedir. Bu tip başarısızlık materyalin kendi içindeki bir kırılma olduğu için bağlanma dayanıklılığı hakkında güvenilir bilgi vermemektedir. Çünkü klasik bağlanma test metotları hakkında yapılan pek çok çalışma, rezin-dentin ara yüzeyindeki stres dağılımının homojen olmadığını göstermiştir. Homojen olmayan stres dağılımının yüksek lokal stres alanları yarattığı ve kırılmanın, yüksek stres alanlarındaki çatlaklardan başladığı tespit edilmiştir.⁷⁶ Sano ve arkadaşları,⁷⁷ 1994'te adeziv ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımını elimine edecek bir bağlanma testi arayışına girmişler ve ortalama 1 mm²'lik yüzey alanının kullanıldığı mikrotensil test metodunu (microtensile bond strength test- μ TBS) bulmuşlardır.

Mikrotensil test metodunun avantajları:

- Ara yüz bağlantı alanı en aza indirildiğinden dolayı kuvvet uygulaması sırasında daha iyi stres dağılımı oluşur. Bundan dolayı geleneksel test metotlarından farklı olarak daha çok adeziv, daha az koheziv başarısızlıklar görülür.
- Yüksek ara yüz bağlanma dayanıklılığı ölçülebilir.
- Bölgesel bağlanma dayanıklılığının ölçümüne izin verir.
- Tek bir dişten çok sayıda örnek hazırlanmasına izin verir ve böylece tek diş için ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.

- İregüler yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin verir.
- Çok küçük alanların bağlanmalarının test edilebilmelerini sağlar.

Mikrotensil test metodunun dezavantajları:

- Laboratuvar işlemleri zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.
- Özel ekipman gerektirir.
- Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilirler.^{78,79}

Mikrotensil test metodunda, düşük hızda çalışan elmas separe ile örnek dışten 1 mm kalınlığında dilimler alınır. Bu dilimler, test edilecek bölge 1 mm kalana kadar iki yönden daraltılarak halter veya kum saati şeklinde biçimlendirilir. Bu yöntem “trimming metodu” olarak adlandırılır.⁸⁰ Shono ve arkadaşları⁷⁷ tarafından 1999 yılında mikrotensil test tekniğinde “non-trimming metodu” geliştirilmiştir. Bu yöntemde örnek dışten elde edilen 1 mm kalınlığındaki dilimler, tekrar 1'er mm genişlikte kesilerek yüzey alanı 1 mm² olan çubuk şekilli örnekler elde edilir. Böylece aynı dışten 12-14 adet örnek elde edilebilir. Örnekler, siyanoakrilat bir yapıştırıcı ile çekme cihazına sabitlenerek 0.5-1mm/dk hızla gerilim kuvvetlerine maruz bırakılır.⁷⁸

Araştırmacılar bu metodun kullanımıyla başarısızlığın daha çok bağlanmamış ara yüzeyde olduğunu bulmuşlar ve geniş yüzey alanlarının kullanıldığı klasik test metodlarından daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri kaydetmişlerdir. Elde edilen değerlerin bağlanma yüzey alanı ile ters orantılı olduğu saptanmıştır. Geniş yüzey alanları küçük bağlanma dayanıklılığı gösterirken, küçük yüzey alanları büyük bağlanma dayanıklılığı göstermektedir.⁸¹ Bağlanma dayanıklılığı 50-60 MPa'a kadar yükselse bile başarısızlıkların çoğu adezivdir. Koheziv kırılmaların sayısı önemli miktarlarda azalmıştır. Bu durumun örnek büyüklüğünün azalmasının sonucu olarak çatlakların sayı ve

büyükliğünün azalmasına bağlı olduğu bildirilmiştir.⁸² Mikrotensil testinden sonra elde edilen fraktür yüzeyleri ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Başarısızlık tipinin belirlenmesi, test edilen materyalin klinik kullanım için ne kadar güvenilir olduğunun tespit edilmesi açısından önemlidir. Başarısızlık tipleri ışık mikroskobunda incelediğinde üç tipte gözlenmektedir.⁸³

-Adeziv (kopma bağlantı ara yüzeyinde)

-Koheziv (kopma dentin veya kompozit içerisinde)

-Miks (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin veya kompozit içerisinde).

Adeziv sistemlerin kıyaslandığı mikrotensil çalışmalarında değişik adeziv sistemlerle elde edilen farklı sonuçların; adezivlerin kompleks hidrofilik ve hidrofobik karışımlarından, rezin monomerlerin infiltrasyon yeteneğinden, adeziv sistemin pH'ından, uygun çözücü buharlaşmasından, sistemin doldurucu içeriğinden ve uygulama tekniğindeki farklılıktan (nemli bağlanma) kaynaklanabileceği bildirilmiştir.^{84, 85} Adeziv monomerlerin interdifüzyon sahasına heterojen dağılımı, demineralize bölgenin derinliği ve kollagen fibrillerin etrafındaki suyun varlığı gibi nedenlerle adezivin demineralize dentin boyunca penetrasyonunun zorlaşabileceği bildirilmiştir.⁸

Asitleme işlemi ile oluşturulan demineralizasyon derinliği eğer adeziv monomerler ile tamamen doldurulmazsa su ve hidrolitik enzimlerin geçebileceği submikron çapında kanallarda difüzyon tipi mekanizma ile başlayan sıvı hareketi (nanosızıntı), geçiş yollarının genişlemesiyle giderek daha hızlı hale gelmektedir.⁸⁶ Sonuç olarak bağlanma bölgesi hidrolitik bozulmaya maruz kalarak rezin komponentlerin hibrit tabakadan uzaklaşması ve demineralize dentin bölgesinde rezinle kaplanmamış kollagen fibrillerin yıkımı sonucu

dentinle restoratif materyal arasındaki adeziv bağlanmada degradasyon ortaya çıkmaktadır. Böylece bağlanma dayanımı zayıflamakta ve restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.⁸⁷ Adeziv rezin-dentin arasındaki bağlanmanın etkinliğini inceleyen çalışmalar genellikle in-vitro şartlarda yapılmakta ve bekletme solusyonu olarak distile su, serum fizyolojik, yapay tükürük ve antibakteriyel madde ilave edilmiş su kullanılmaktadır.⁸⁸

2.7. Mikrosertlik Tanımı ve Ölçüm Metodu

Bir materyalin sürekli bir kuvvet uygulamasına karşı direnç gösterebilme yeteneğine mikrosertlik adı verilmektedir. Bir maddenin sertliğini dövülebilirlik, dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, aşınma ve kesilmeye karşı olan direnç gibi özellikler etkilemektedir.⁸⁹

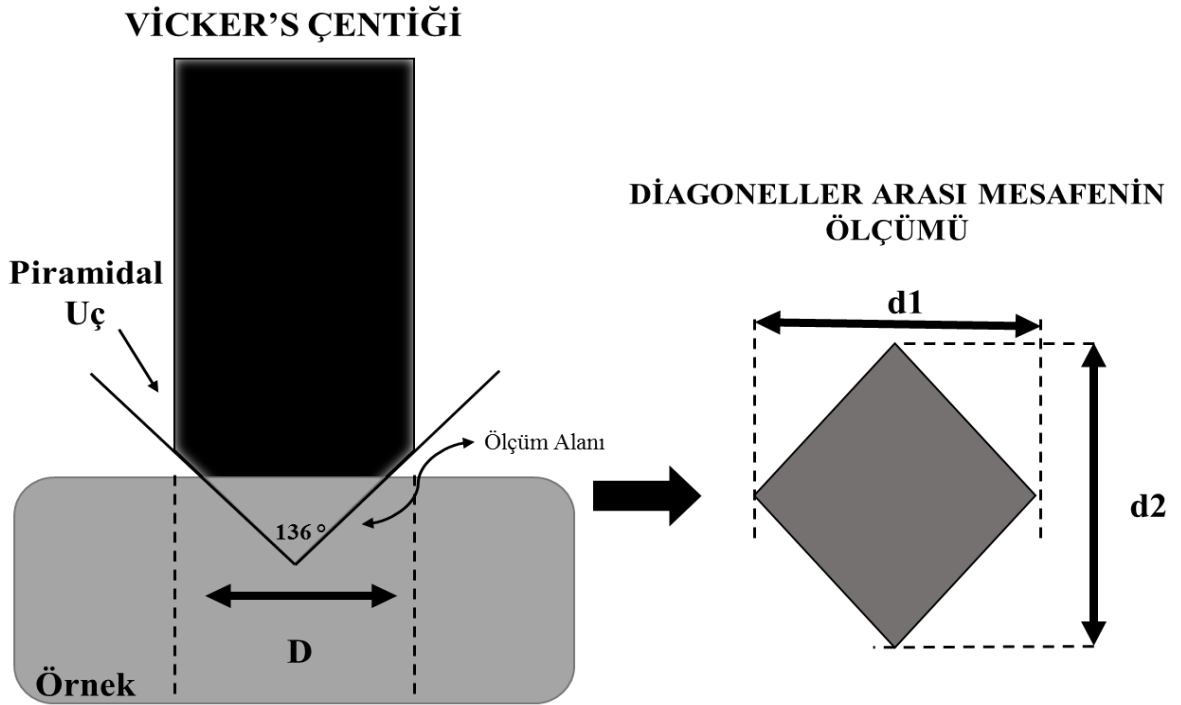
Materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde yaygın olarak sertlik ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Bunun başlıca nedeni deneyin basit oluşu ve diğer yöntemlere göre numunelere daha az zarar verip mekanik özelliklerinin bozulmamasıdır. Diğer bir avantajı ise bir malzemenin sertliği ile diğer mekanik özellikleri arasında paralel bir ilişki bulunmasıdır.⁹⁰ Kompozit rezinlerin sertlik değerleri çeşitlilik göstermektedir. Ancak genel olarak kompozit rezinler, akrilik rezinlerden 4 kat daha sert olmakla birlikte dentinle yakın sertliktedir. Mikrosertlik değerinin yüksek olması; çizilme ve aşınmaya karşı direnci artırarak materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını önler.⁹¹

Yüzey sertliğini ölçmek için kullanılan yöntemler; Brinell, Rockwell, Knoop ve Vickers'tır. Bu yöntemler, önceden belirlenmiş kuvvetin cihaza bağlı uç yardımıyla incelenecek yüzeye penetrasyonu sistemiyle çalışmaktadır⁹¹ Hangi yöntemin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlı olarak değişmektedir. Rockwell ve Brinell testleri, kırılğan materyaller için uygun olmayıp elastik materyaller için yapılmaktadır. Vickers testi

ise kırılğan materyallerin sertliğinin ölçülmesine uygun olduğundan diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır.⁹²

2.7.1. Vickers Sertlik Ölçme Yöntemi

Vickers sertlik testi kompozit rezinlerin yüzey mikrosertliklerini ölçmede kullanılabilir.⁹³ Bu amaçla kompozit yüzeyinde çökme oluşturabilmek için piramit tabanlı bir elmas uçtan yararlanılmaktadır. Piramidin yüzeyleri arasındaki açı 136° dir. Elmas ucun yarattığı çökme alanının diagonellerinin boyları ölçülerek ortalaması alınır. Uygulanan yük, çökme alanına bölünerek Vickers sertlik değeri hesaplanır. Kompozit rezinlerin Vickers sertlik değeri, minenin (408 kg/mm^2) ve dentinin (60 kg/mm^2) Vickers sertlik değeri ile karşılaştırılabilir olmalıdır. Vickers testinde çökme boyutlarını ölçmek suretiyle Şekil 2.6 da d1 ve d2 ile belirtilen mesafeler, 136° lik elmas piramit ucu kullanılarak diagonellerin ortalama boyları bulunmak suretiyle ölçülür.⁹³



Şekil 2.6: Vicker's sertlik ölçme ucu.

2.7.2. Sertlik Oranı Ölçüm Metodu ve Polimerizasyon Derecesi İle İlişkisi

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesi kompozit materyalin organik ve inorganik yapısı, doldurucu oranı, doldurucunun tipi, büyüklüğü, rengi, optik özellikleri, ışık kaynağının gücü, ışık cihazının uç kısmı ile restorasyon arasındaki mesafe, restorasyonun kalınlığı gibi değişik faktörler etkileyebilir.^{94,95} Doldurucu büyüklüğü arttıkça materyalin ışık geçirgenliği azalır ve polimerizasyon derecesi azalır. Yine, aynı şekilde doldurucu oranı fazla olan rezinlerde, polimerizasyon derecesini arttırmak için daha yüksek ışık gücü ya da artırılmış uygulama süresi gerekir. Resin materyalin rengi koyulaştıkça ışık geçirgenliğinin azaldığı ve daha düşük polimerizasyon derecesi gösterdiği bildirilmiştir.^{95,96}

Polimerizasyon derecesi direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntemle ölçülebilir.⁹⁷ İnfrared spektroskopisi ve Raman spektroskopisi direkt ölçüm yöntemleriyken, kazıma yöntemi ve mikrosertlik yöntemi indirekt yöntemlerdir. Direkt yöntemler kompleks, pahalı ve zaman kaybına neden olan yöntemlerdir. Uygulama kolaylığı ve düşük maliyetinden dolayı polimerizasyon derecesini ölçmede en sık kullanılan yöntemlerden biri, indirekt yöntem olan mikrosertlik ölçümü yöntemidir. Mikrosertlik ölçümü ile polimerizasyon derecesi hesaplanırken farklı kalınlıklardaki kompozit blokların tavan ve taban yüzeylerinden sertlik ölçümü yapılır.⁹² Kompozitlerin taban sertlik değerinin tavan sertlik değerine bölünmesi ile elde edilen rakama 'Sertlik Oranı' adı verilmektedir. Literatürde kompozit rezinin belirli kalınlıkta yeteri kadar polimerize olabilmesi için kabul edilebilir sertlik oranının 0.80-0.90 arası olması gerektiği bildirilmiştir.⁹⁸

Güncel restoratif materyaller olan Bulk-Fill kompozit rezinlerin dentine adezyonu ve polimerizasyon derecesi konusunda literatürde yeterli çalışma mevcut değildir. Bu tez çalışmasında 4 farklı Bulk-Fill akışkan kompozit ile 2 farklı geleneksel akışkan kompozitin Etch&Rinse ve Self-Etch adeziv sistemler kullanılarak dentin bağlanma dayanımlarının mikrotensil test metodu ile karşılaştırılması ve bu kompozitlerin polimerizasyon derinliklerinin mikrosertlik test metoduyla ölçülmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda birinci hipotezimiz Bulk-Fill kompozitler ile geleneksel akışkan kompozitlerin dentin bağlanma dayanımları arasında fark olmadığıdır. İkinci hipotezimiz ise Bulk-Fill kompozitlerin 4 mm derinlikte yeterli polimerizasyon derecesi gösterdiğiidir.

3. MATERYAL METOD

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiş (2012/71; 2013/265), Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 08.11.2013 tarihli ve 29/2013 nolu Etik Kurul Raporuyla onaylanmıştır.

Uygulamalar Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında yapıldı. Çalışmada 6 farklı kompozit, iki farklı adeziv sistem kullanıldı. Kullanılan kompozitler ve adezivler, üretici firmaları, materyal tipleri, matris tipleri, doldurucu türleri, doldurucu hacimleri ve seri numaraları Tablo 3.1’de listelendi.

Çalışmanın laboratuvar aşamaları üç bölüm halinde yürütüldü:

- 1.Mikrotensil testi
- 2.Kırılma analizi
- 3.Sertlik analizi

3.1. Mikrotensil Testi

Mikrotensil testi gruplarının şematik görünümü Şekil 3.1’de verilmiştir. Bağlanma dayanımı testi her kompozit için Self-Etch ve Etch&Rinse adezivler kullanılarak yapıldı.

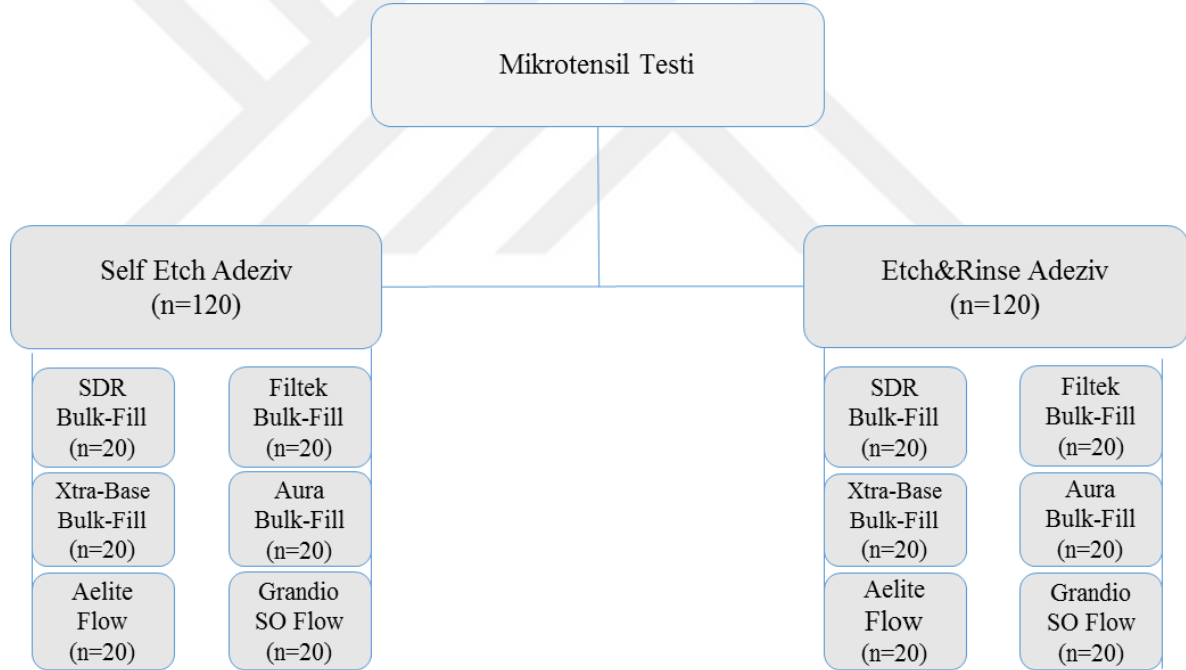
3.2. Dentin Preparasyonu

Çalışmada 60 adet çekilmiş molar diş kullanıldı. Çürük, restore edilmiş, aşırı derecede aşınmış, kırık, çatlak ve kök gelişimlerini tamamlamamış dişler çalışmaya dâhil edilmedi. Dişler çekildikten sonra üzerlerindeki çeşitli artıklardan temizlendi ve deney aşamasına kadar + 4°’lik serum fizyolojikte bekletildi. Dişler çekimi takiben en fazla 3 ay içerisinde kullanıldı.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları

Materyal Adı	Üretici Firma	Materyal Türü	Matris Tipi	Doldurucu Tipi	Doldurucu Hacmi (%)	Seri No
Surefil SDR (SF)	Dentsply Konstanz, Germany	Bulk-Fill Kompozit	Polymerizasyon modülatörü, dimetakrilat rezin, UDMA	Ba-B-F-Al silikat cam SiO ₂ , amorföz Sr-Al silikat cam	44	1312000155
Xtra-Base	Voco Cuxhaven, Germany	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	İnorganik doldurucu	58	1422161
Filtek Bulk Fill	3M Espe, Seefeld, Germany	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Zirkonia ve silika partikülleri (0,01-3,5 µm)	42,5	4868A1
Aura Bulk Fill	SDI Limited Bayswater, Australia	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	İnorganik doldurucu	64	130992
Ælite Flow	Bisco Inc. Schaumburg, Illinois	Düşük viskoziteli akışkan kompozit	BISGMA, TEGDMA	Cam frit	42	1404511
GrandioSO Flow	Voco Cuxhaven, Germany	Yüksek dolduruculu akışkan kompozit	metakrilat	Pirojenik silika, ince öğütülmüş cam seramik	81	1331164
Adper Single Bond 2	3M Espe, Seefeld, Germany	2 aşamalı Etch&Rinse Adeziv	Metakrilat fosfat, fotoaktivatör, stabilizatör	Su kompleksli florid stabilize edici	Spesifik değil	N499596
Clearfil SE Bond	Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan	2 aşamalı Self-Etch adeziv sistem	MDP, HEMA, Bis-GMA, hidrofobik dimetakrilat, foto-inisiyatörler, koloidal silika, NaF	MDPB, MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, polimerizasyon başlatıcı, su	Spesifik değil	6K0040

Dişlerin oklüzal mineleri, dentin açığa çıkarılacak şekilde (mezio-distal sulkusun en derin bölgesi seviyesinden) su soğutmalı kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) ile kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 3.2-3.3). Dentin yüzeyleri 600-gritlik silikon karbit zımpara ile su altında 60 sn süreyle zımparalanarak standart bir smear tabakası oluşturuldu ve adeziv rezinlerin bağlanmasına hazır hale getirildi. Yüzey hazırlama işleminin ardından dişler rastgele 12 gruba bölünerek 6 gruba Etch&Rinse adeziv, diğer 6 gruba ise Self-Etch adeziv sistem uygulandı. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1: Mikrotensil test gruplarının şematik görünümü



Şekil 3.2: Isomet su soğutmalı kesme cihazı



Şekil 3.3: Oklüzal minenin uzaklaştırılması ve açığa çıkarılmış dentin yüzeyi

3.3. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Preparasyonu tamamlanmış dişlerden oluşan 12 gruptan rastgele seçilen 6 gruba 2 aşamalı Etch&Rinse sistem uygulandı. Bu amaçla ilk olarak Scotchbond %37'lik ortofosforik asit (3M Espe, Seefeld, Germany) tüm dentin yüzeyine uygulanarak 15 sn bekletildi. Ardından asitli yüzey 10 sn hava su spreyi ile yıkandı, 5 sn hava ile kurutuldu ve asit uzaklaştırıldı. Adper Single Bond 2 adeziv (3M Espe, Seefeld, Germany) tek kullanımlık aplikatörle tüm dentin yüzeyine uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu.

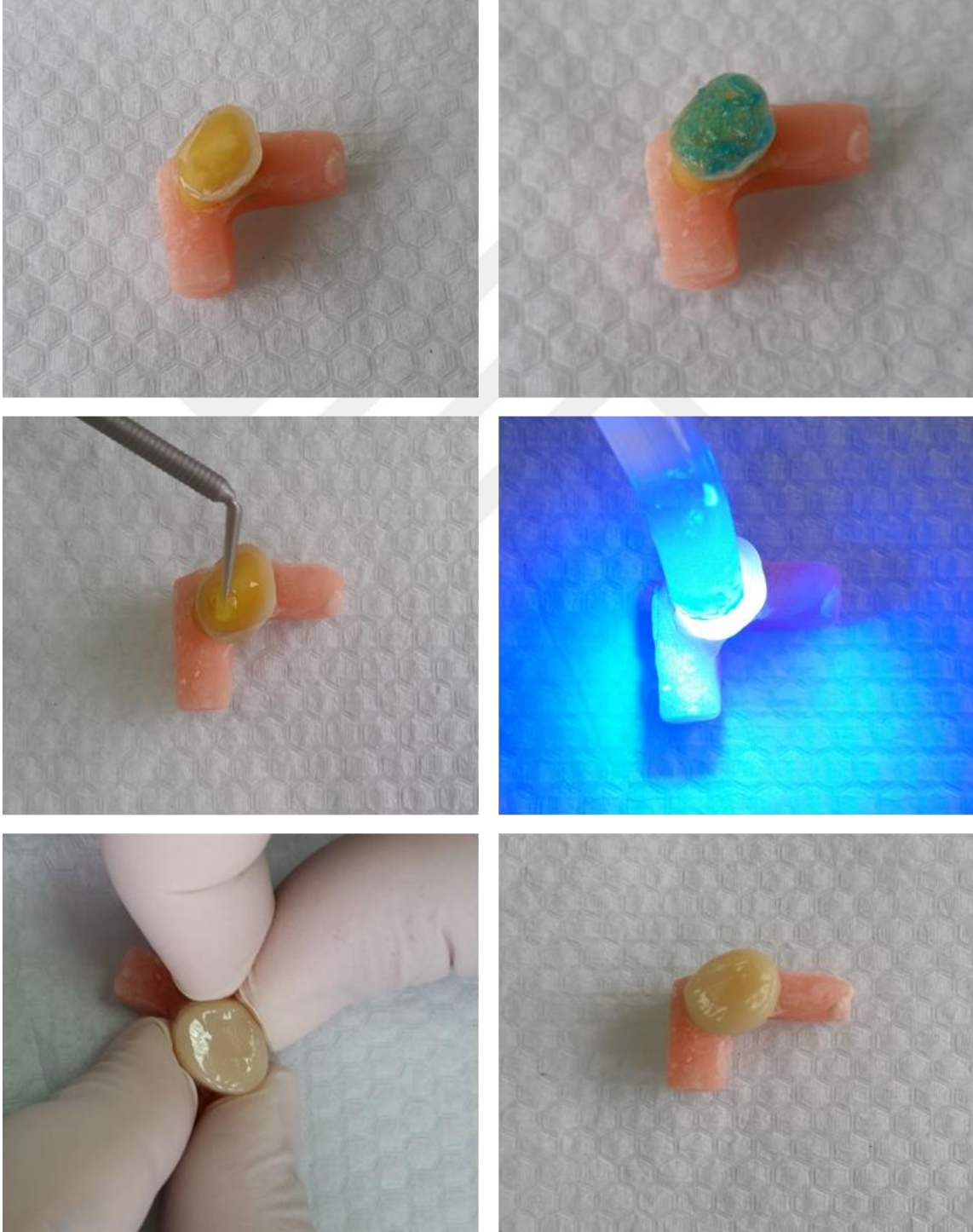
Tüm örneklerle uygulanan adeziv rezinler 480 nm dalga boyu ve 1200mW/mm² enerjiye sahip Elipar S10 LED ışık cihazı (3M Espe, Seefeld, Germany) kullanılarak 10 sn ışıkla polimerize edildi. Polimerizasyon işleminden önce ışık cihazının gücü cihaza bağlı radyometre ile kontrol edildi.

Geriye kalan 6 gruba ise Clearfil CE Bond (Kuraray Medical) 2 aşamalı Self-Etch adeziv sistem uygulandı. Adeziv materyal tek kullanımlık bir aplikatörle tüm dentin yüzeyine uygulanarak 15 sn bekletildi. Bekleme süresinde adeziv yüzeyine hafif şiddette hava uygulanarak göllenmesi önlendi. Ardından adeziv materyal 10 sn ışıkla polimerize edildi (şekil 3.4).

3.4. Akışkan Kompozitlerin Uygulanması

Her kompozit hem Etch&Rinse adezivle hem de Self-Etch adezivle uygulanacak şekilde 4 farklı Bulk-Fill akışkan kompozit ve 2 farklı metakrilat esaslı akışkan kompozit kullanıldı. Dentini açığa çıkarılmış ve adeziv uygulanmış dişlerin etrafına şeffaf bant halka şeklinde sarılarak akışkan kompozitler 4 mm kalınlığında dentin üzerine yerleştirildi ve hafif şiddette hava ile tüm yüzeye dağıtıldı. Tüm örnekler 20 sn ışıkla polimerize edildi

(şekil 3.4). Restorasyonu tamamlanan örnekler 24 saat süre ile distile su içerisinde etüvde bekletildi.

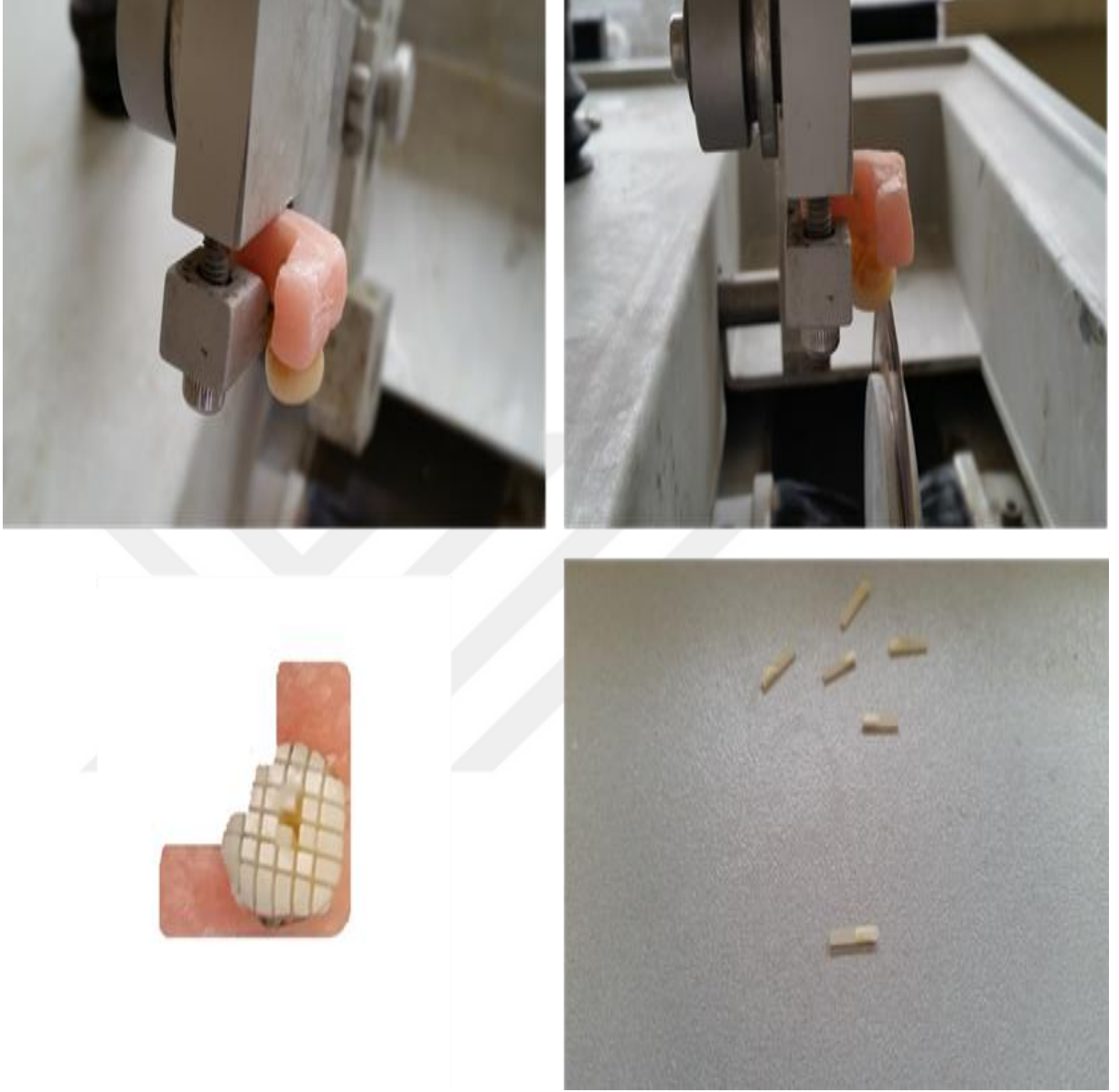


Şekil 3.4: Akışkan kompozitlerin uygulama aşamaları

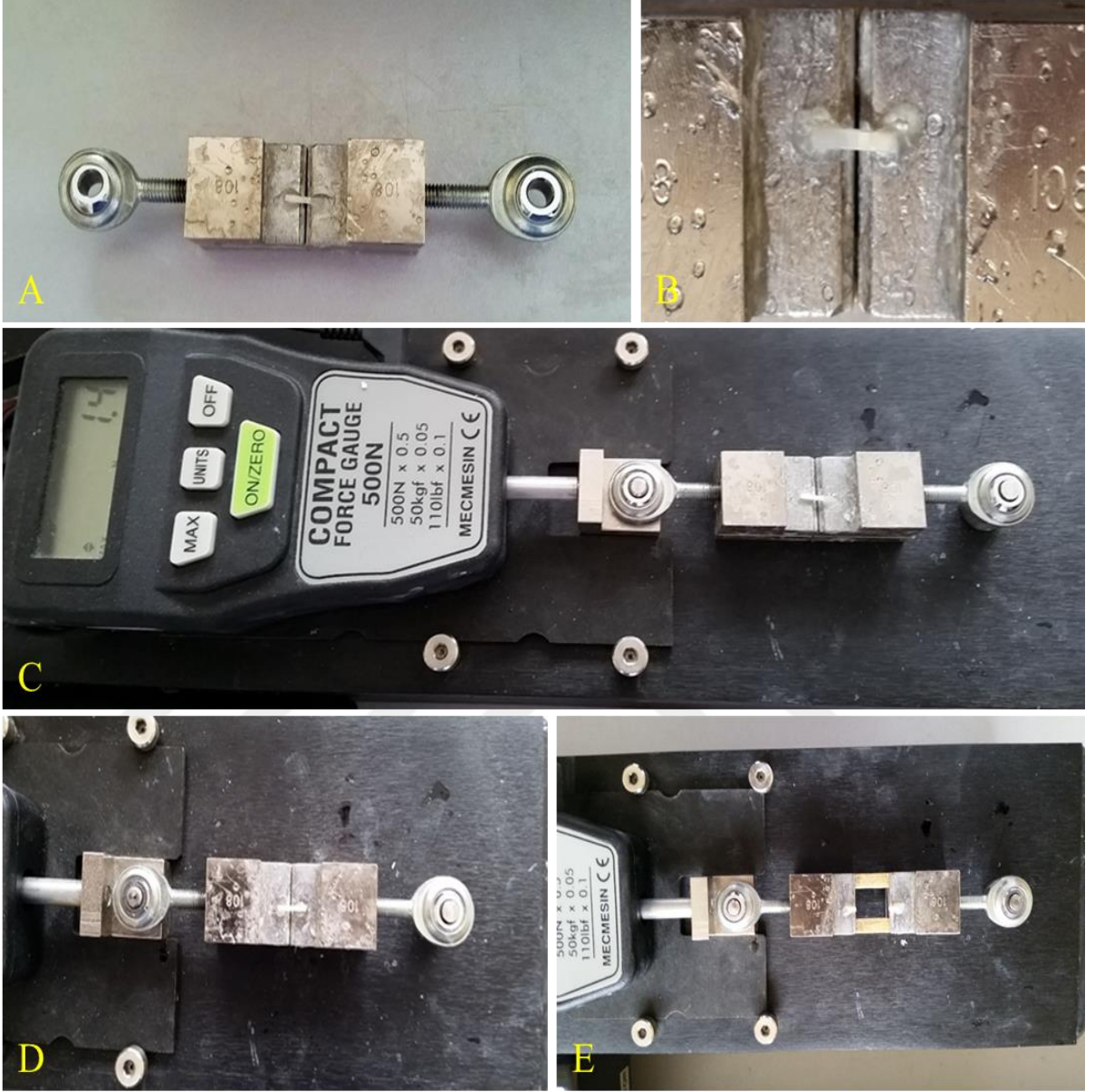
3.5. Mikrotensil Testi Uygulaması

Distile suda 24 saat bekletilen örnekler 'L' şekilli akrilik bloklara gömülerek ISOMET (Buehler, Evanston, IL, ABD) düşük hızlı kesme cihazına yerleştirildi. Dentin-kompozit bloğuna mezio-distal, bukkio-lingual ve horizontal kesitler atılarak $1\text{ mm} \pm 0,2\text{ mm}^2$ lik çubuk şeklinde örnekler hazırlandı. (Şekil 3.5) Bir diştten 4 örnek alınarak her grupta toplam 20 örnek hazırlandı.

Dijital bir mikrometre ile test edilecek örneklerin kenar uzunlukları ölçülerek bağlantı yüzey alanları hesaplandı. Daha sonra örnekler mikrotensil cihazının (Micro Tensile Tester, BISCO, Inc., Schaumburg, IL, ABD) test bloğuna siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Inc., Corona, CA, ABD) ile iki ucundan yapıştırıldı. Örnekte kopma olana kadar 1 mm/dk hız ile tensil kuvveti uygulandı. (Şekil 3.6) Newton (N) cinsinden elde edilen kırılma değerleri; $\text{MPa} = \text{Kuvvet (Newton)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$ formülüyle megapaskal (MPa)'a çevrilerek kaydedildi.



Şekil 3.5: L şekilli akrilik bloğa gömülen örnekten mikro örnek hazırlanması



Şekil 3.6: Mikrotensil testi aşamaları. A, B.Mikro örneğin test bloğuna yapıştırılması, C. Test bloğunun mikrotensil test cihazına yerleştirilmesi ve mikrotensil testinin uygulanması, D, E. Test sonucu kopma gözlenen örnek

3.6. Kırılma Analizi

Mikrotensil testi uygulanan her örneğin kırılma yüzeyleri ışık mikroskobu ile (SZ-PT Olympus, Japan) x20 büyütmede incelendi. Başarısızlık tipleri;

-Adeziv (kopma bağlantı ara yüzeyinde)

-Koheziv (kopma dentin veya kompozit içerisinde)

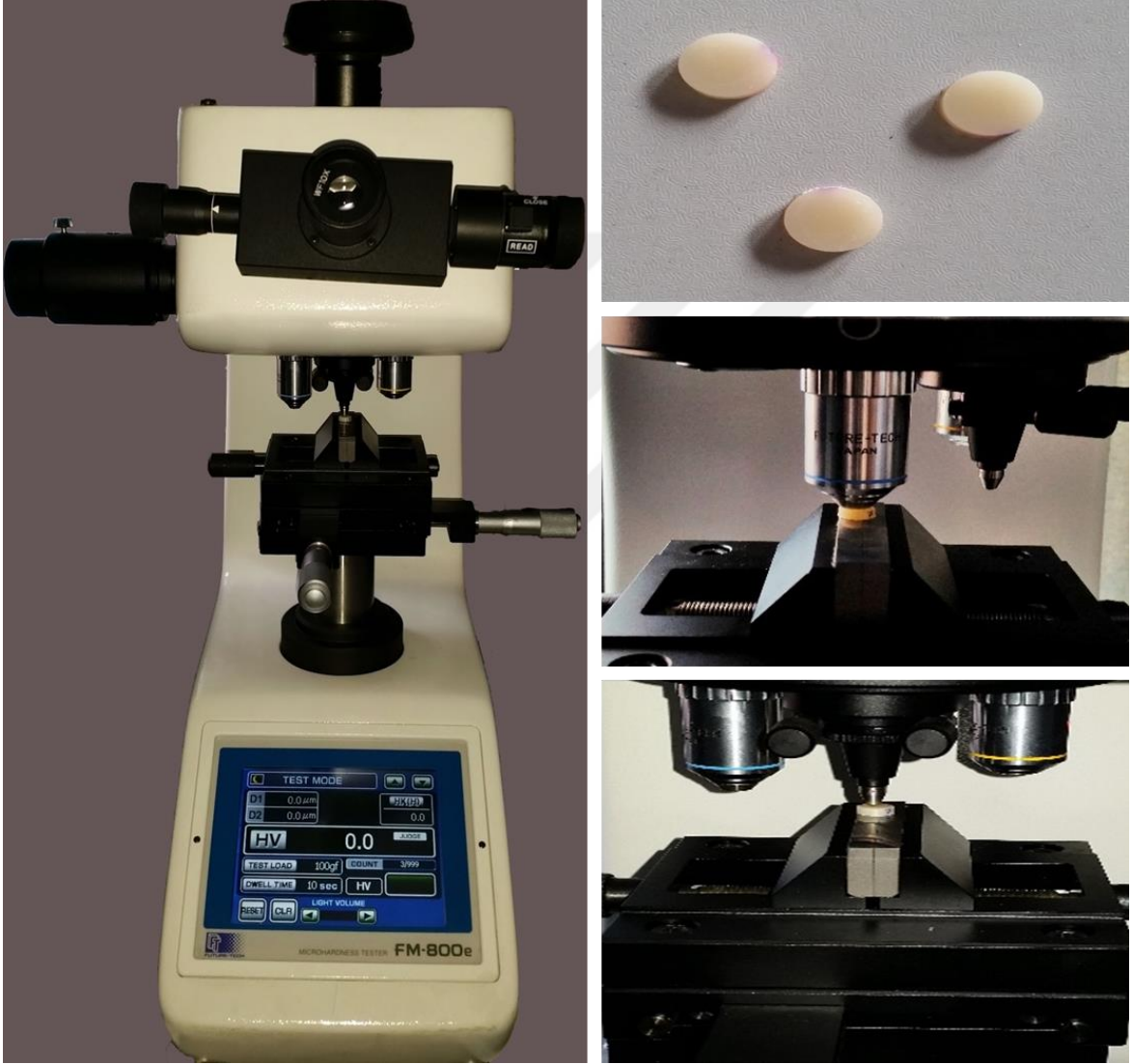
-Miks (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin veya kompozit içerisinde) olarak sınıflandırıldı.

3.7. Mikrosertlik Ölçümü

Çalışmamızda kompozitlerin polimerizasyon derecesi Bouschlicher ve ark.⁹⁹ belirlediği yöntemle ölçüldü. Örneklerin hazırlanması için politetrafloroetilenden yapılmış 6 mm çapında silindirik kalıplar hazırlandı. Ardından cam üzerine yerleştirilen kalıpların içerisine akışkan kompozitler şırıngaları vasıtasıyla yerleştirildi ve üzerleri örneğe düz bir form kazandırmak amacıyla strip bantla örtüldü. Akışkan kompozit yerleştirilen kalıplar yalnızca üst yüzeylerinden 40 sn boyunca Elipar S10 LED ışık cihazı (3M Espe, Seefeld, Germany) ile polimerize edildi. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıplarından çıkarılarak ayırt etmek amacıyla alt yüzeyleri işaretlendi. Sertlik oranı ölçümü amacıyla her kompozitten 8 örnek 2 mm, 8 örnek 4 mm kalınlıkta olacak şekilde (n=8) toplam 72 adet örnek hazırlandı.

24 saat süre ile distile suda bekletilen örneklerin Vickers sertlik cihazı (MVK-H1, Akashi Co, Tokyo, Japan) kullanılarak 200 gr yük ve 10 sn bekleme süresiyle tavan ve taban yüzeylerinden 3'er noktadan sertlik ölçümü yapıldı (şekil 3.7). Her örneğin sertlik oranı

$V.K_{ort} = V.K_{taban} / V.K_{tavan}$ formülü ile belirlenerek kaydedildi. 0.80 ve üzeri sertlik oranına sahip örneklerin yeterince polimerize edildiği kabul edildi.



Şekil 3.7: Mikrosertlik ölçüm cihazı ve sertlik ölçme işlemi

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Mikrotensil testi ve sertlik oranları ölçümü sonucu elde edilen değerler, Tek Yönlü Varyans Analizi, Tukey HSD ve Student-t testleri ile istatistiksel olarak analiz edildi ($\alpha=0,05$). İstatistiksel analizler SPSS Windows 20,0 paket programında yapıldı. Adeziv, koheziv ve miks kopma tipleri yüzdelik oranlarla sunuldu.



4. BULGULAR

4.1. Mikrotensil Testine Ait Bulgular

Mikrotensil bağlanma dayanımı testi varyans analizi Tablo 4.1’ de verilmiştir. Mikrotensil bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama değerleri (MPa) Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Mikrotensil bağlanma dayanımı testi Varyans analiz tablosu

Varyans Kaynağı	sd	Kareler toplamı	Kareler ortalaması	f	p
Düzeltilmiş Model	11	1048,189	95,290	10,267	,000
Grup	11	1048,189	95,290	10,267	,000
Hata	228	2116,126	9,281		

Çalışmamızda farklı akışkan kompozitlerin Etch&Rinse ve Self-Etch sistem kullanılarak dentin bağlanma dayanımları tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) değerlendirildi. Adeziv sistemler ve kompozitlerin dentin bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar tespit edildi ($p<0.05$).

Tablo 4.2: Mikrotensil bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama değerleri (MPa), standart sağmaları ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Gruplar	Self-Etch MPa	Etch&Rinse
Aelite	12,77 ± 2,96^{a,A}	16,04 ± 2,91 ^{a, B}
Aura	14,38 ± 2,60 ^{ab, A}	19,32 ± 4,68 ^{b, B}
Grandio	14,96 ± 3,09 ^{ab, A}	17,97 ± 3,11 ^{ab, A}
SDR	17,09 ± 1,67 ^{bc, A}	20,36 ± 2,79^{b, B}
Xtra-Base	17,09 ± 2,87 ^{bc, A}	17,44 ± 2,32 ^{ab, A}
Filtek	18,46 ± 3,74 ^{c, A}	18,62 ± 2,77 ^{ab, A}

Farklı küçük harfler sütunlar arasında, farklı büyük harfler satırlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

Gruplar arasındaki bağlanma dayanımındaki farklılıklar Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile analiz edildi. En yüksek ortalama bağlanma dayanımı SDR Etch&Rinse grubunda görülürken (20,36 MPa), en düşük ortalama bağlanma dayanımı ise Aelite Self-Etch grubunda görüldü (12,77 MPa).

SDR, Aura ve Aelite Etch&Rinse gruplarında dentin bağlanma dayanımı Self-Etch gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. ($p<0.05$) Diğer kompozitlerde ise Etch&Rinse grupları ile Self-Etch grupları arasında istatistiksel fark tespit edilemedi ($p>0.05$).

Self-Etch adeziv uygulanan gruplarda en yüksek dentin bağlanma dayanımı Filtek grubunda görüldü (18,46 MPa). Filtek grubu ile SDR ve Xtra-Base grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p>0.05$). Bununla birlikte Filtek grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p<0.05$).

Etch&Rinse adeziv gruplarında en düşük dentin bağlanma dayanımı Aelite grubunda görüldü (16,04 MPa). Aelite grubu ile SDR ve Aura grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilemedi ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

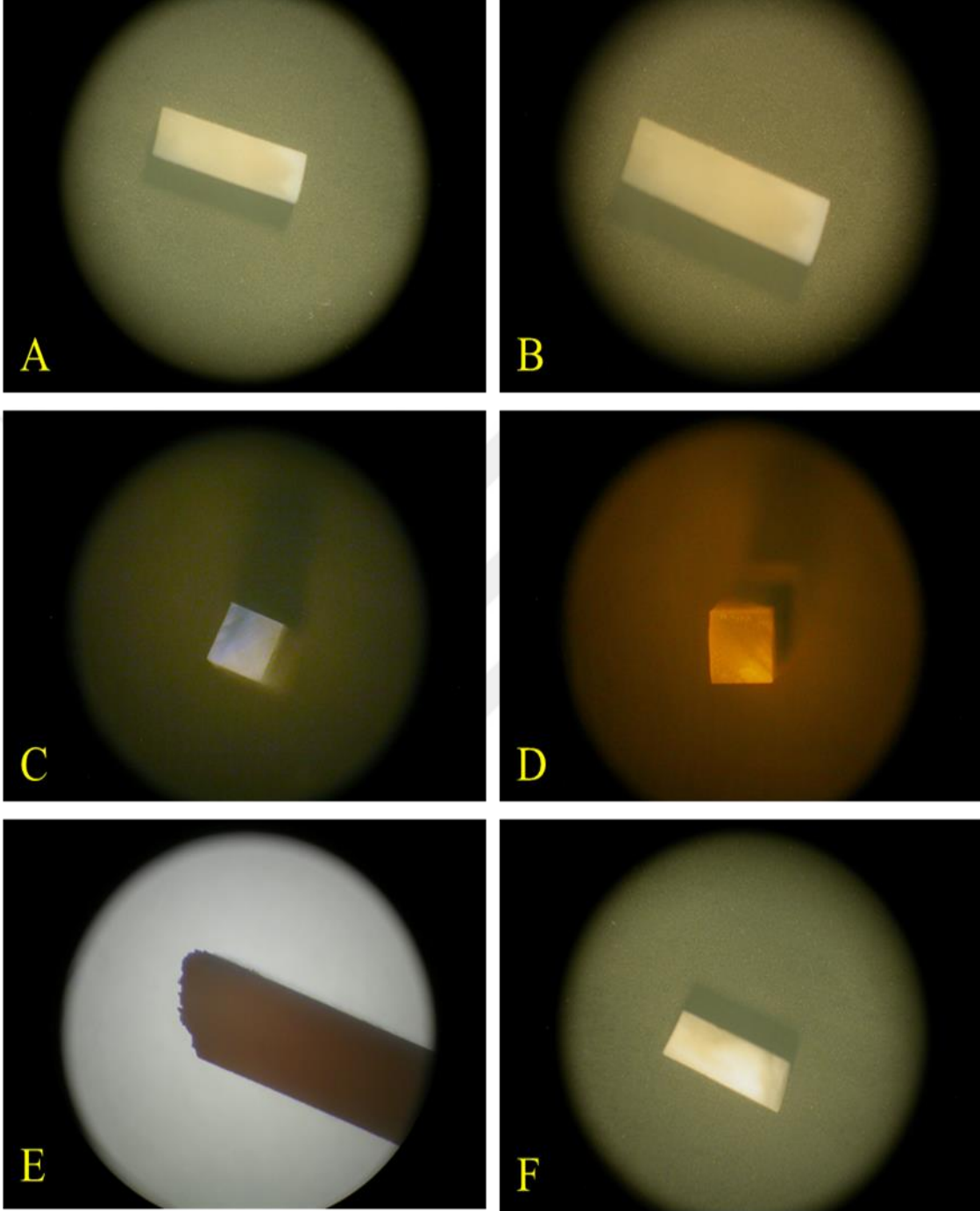
4.2. Kırılma Analizi Bulguları

Mikrotensil testi uygulandıktan sonra örneklerin başarısızlık tipleri ışık mikroskobu altında adeziv, koheziv ve miks tip olarak belirlendi (Şekil 4.1). Başarısızlık oranları yüzde olarak değerlendirildi ve sonuçlar Tablo 4.3 te verildi.

Tablo 4.3: Mikrotensil testi uygulanan örneklerde gözlenen bağlanma başarısızlık tipleri

Gruplar	n	Adeziv	Koheziv	Miks
SDR Self-Etch	20	16	2	2
SDR Etch&Rinse	20	13	3	4
Filtek Self-Etch	20	17	3	-
Filtek Etch&Rinse	20	18	1	1
Xtra-Base Self-Etch	20	17	-	3
Xtra-Base Etch&Rinse	20	18	1	1
Grandio Self-Etch	20	19	1	-
Grandio Etch&Rinse	20	17	2	1
Aelite Self-Etch	20	20	-	-
Aelite Etch&Rinse	20	19	-	1
Aura Self-Etch	20	19	-	1
Aura Etch&Rinse	20	15	1	4

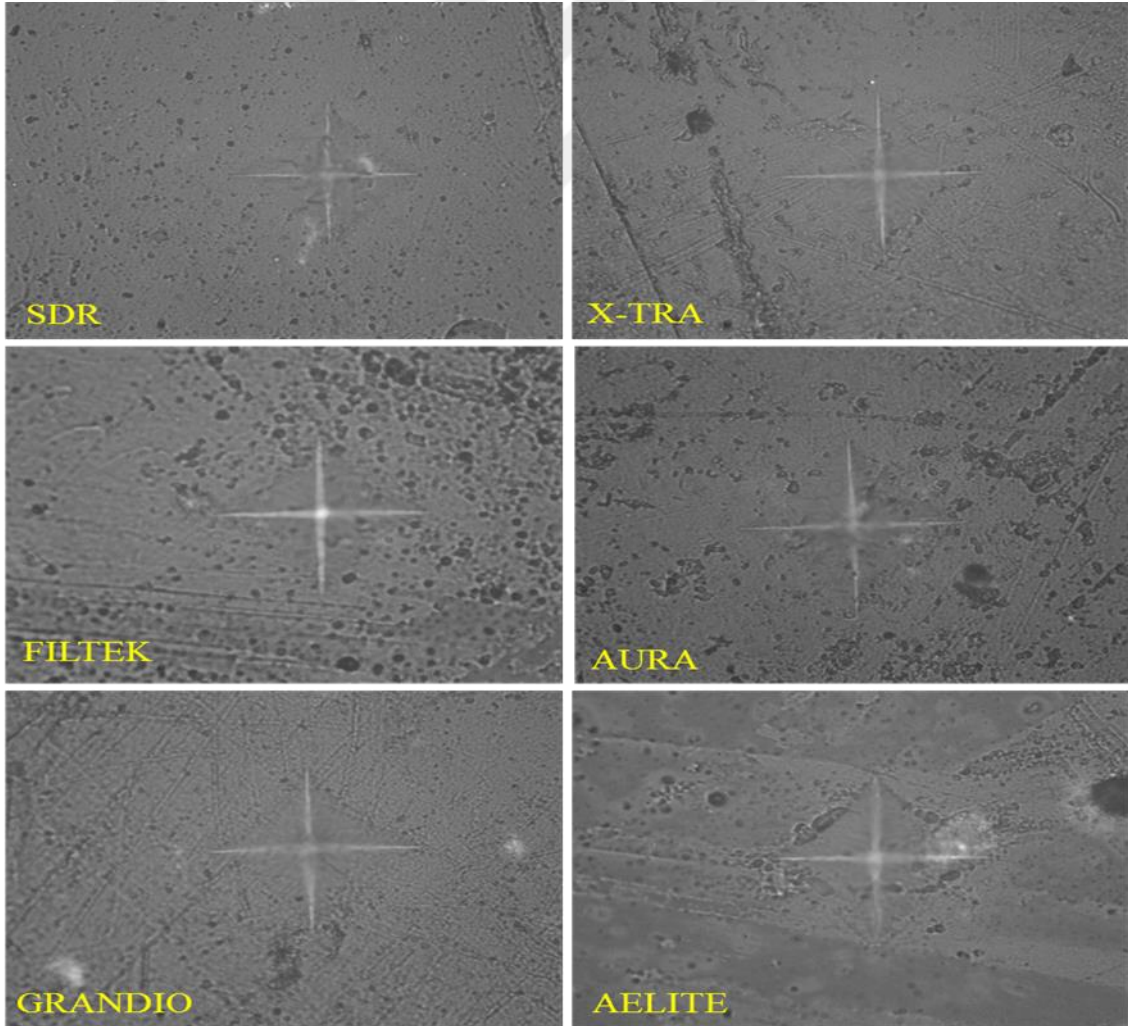
Tüm örneklerde en fazla adeziv tipte başarısızlık olduğu (%73.4), ardından miks tipte başarısızlık (%15) ve en az koheziv tipte başarısızlık (%11.6) olduğu gözlemlendi.



Şekil 4.1: Kırılma analizi yapılan örneklerin stereomikroskop görüntüleri. A, B adeziv kopma; C, D miks kopma; E dentinde koheziv kopma, F kompozitte koheziv kopma.

4.3. Mikrosertlik Ölçümü ve Sertlik Oranı Sonuçları

Çalışmada 6 farklı akışkan kompozitten 2 mm ve 4 mm kalınlığında örnekler hazırlanarak Vickers sertlik ölçüm cihazı ile tüm örneklerin üst yüzey ve alt yüzeylerinden sertlik ölçümü yapıldı (Şekil 4.2). Her örneğin üst yüzey sertliği alt yüzey sertliğine bölünerek sertlik oranları hesaplandı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ile (One way ANOVA) analiz edildi. Farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekler arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar görüldü. ($p < 0.05$) Kompozit örneklerinin üst ve alt yüzey sertlikleri ve sertlik oranları Tablo 4.4' de listelendi.



Şekil 4.2: Vickers sertlik ölçüm cihazının ucu ile kuvvet uygulanmış örnek yüzeyleri

Tablo 4.4: Örneklerinin üst ve alt yüzey mikrosertlikleri, standart sapmaları ve sertlik oranları

Gruplar	Kalınlık (mm)	n	Üst Yüzey	Alt Yüzey	Sertlik Oranı
SDR	2	8	41,51 ± 4,62 ^A	35,06 ± 3,56 ^A	0,84 ± 0,03
	4	8	39,95 ± 4,52 ^A	32,25 ± 3,81 ^B	0,80 ± 0,02
Filttek	2	8	35,96 ± 4,02 ^A	30,50 ± 3,52 ^A	0,85 ± 0,03
	4	8	36,41 ± 4,92 ^A	29,13 ± 4,20 ^B	0,79 ± 0,03
Xtra-Base	2	8	45,17 ± 6,02 ^A	40,20 ± 5,34 ^A	0,88 ± 0,01
	4	8	43,69 ± 3,61 ^A	35,06 ± 4,62 ^B	0,80 ± 0,05
Grandio	2	8	51,48 ± 4,67 ^A	42,89 ± 4,79 ^B	0,83 ± 0,06
	4	8	50,04 ± 6,23 ^A	36,48 ± 3,96 ^B	0,73 ± 0,03
Aelite	2	8	31,03 ± 3,06 ^A	25,54 ± 2,71 ^B	0,82 ± 0,03
	4	8	33,78 ± 3,75 ^A	24,61 ± 2,92 ^B	0,73 ± 0,07
Aura	2	8	48,77 ± 6,00 ^A	40,10 ± 4,42 ^A	0,82 ± 0,02
	4	8	45,01 ± 5,64 ^A	35,05 ± 4,09 ^B	0,78 ± 0,03

Farklı harfler satırlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

Örneklerin her iki kalınlıkta ortalama üst yüzey sertlikleri alt yüzey sertliklerinden yüksek bulundu. En yüksek üst yüzey sertliği Grandio örneklerinde görülürken, en düşük yüzey sertliği Aelite örneklerinde tespit edildi (Tablo 4.4).

2mm kalınlıkta yalnızca Grandio ve Aelite örneklerinde üst ve alt yüzey sertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken ($p < 0.05$), 4 mm kalınlıkta tüm

örneklerde alt ve üst yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0.05$).

2 mm kalınlıktaki örneklerde, en yüksek ortalama sertlik oranı Xtra-Base grubunda görülürken (0,88), en düşük ortalama sertlik oranı Aelite ve Aura gruplarında tespit edildi (0,82). 4 mm kalınlıktaki örneklerde ise en yüksek ortalama sertlik oranı SDR ve Xtra-Base grubunda görülürken (0,80), en düşük oran Grandio ve Aelite gruplarında tespit edildi (0,73) (Tablo 4.4).

Tablo 4.5: Kompozit örneklerinin 2 ve 4 mm kalınlıkta ortalama sertlik oranları, standart sapmaları ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Gruplar	n	Sertlik oranı	
		2mm	4mm
SDR	8	0,84 ± 0,03 ^{ab}	0,80 ± 0,02^a
Filtek	8	0,85 ± 0,03 ^{ab}	0,79 ± 0,03 ^a
Xtra-Base	8	0,88 ± 0,01 ^a	0,80 ± 0,05^a
Grandio	8	0,83 ± 0,06 ^{ab}	0,73 ± 0,03 ^b
Aelite	8	0,82 ± 0,03 ^b	0,73 ± 0,07 ^b
Aura	8	0,82 ± 0,02 ^b	0,78 ± 0,03 ^a

Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu göstermektedir ($p<0.05$).

Kompozit rezinin yeterli polimerizasyonu için sertlik oranının 0.80 ve üzeri olması gerektiği bildirilmiştir.⁹⁹ Çalışmamızda 2 mm kalınlıkta tüm örneklerde sertlik oranının bu rakamın üzerinde olduğu görüldü.

4 mm kalınlığında örneklerde yalnızca SDR ve Xtra-Base gruplarında sertlik oranının 0.80 veya üzeri olduğu görüldü. Filtek ve Aura gruplarında ortalama sertlik oranı 0.80 in altındayken SDR ve Xtra-Base grupları ile aralarında istatistiksel farklılık bulunmadı.($p>0.05$) Grandio ve Aelite gruplarında polimerizasyon için yeterli sertlik oranına ulaşamadığı görüldü.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda 4 farklı Bulk-Fill akışkan kompozit ve 2 farklı metakrilat esaslı akışkan kompozit, 2 farklı adeziv sistem ile kullanıldı. Kompozit rezin ve adeziv sistemlerin, dentin bağlanma dayanımları ‘Mikrotensil Testi’ ile farklı kalınlıklardaki kompozit rezin örneklerin polimerizasyon dereceleri ise ‘Mikrosertlik Ölçümü Yöntemi’ ile değerlendirildi.

Buonocore’un 1955 yılında diş dokularına adezyon fikrini ortaya atması ve ardından Bowen’in¹⁰⁰ rezin materyalleri tanıtmasıyla adeziv diş hekimliğinin temelleri atılmıştır. Resin materyallerin diş dokularına, özellikle karmaşık bir yapıya sahip dentin dokusuna bağlanması uzun yıllardır araştırmalara konu olmuştur. Bu konuda devam eden gelişmelere bağlı olarak sürekli yeni adeziv sistemler üretilmektedir. Günümüzde dentin bonding sistemler anterior ve posterior tüm dişlerin restorasyonunda, geniş kullanım alanına sahiptir.

Adeziv sistemlerin başarılarının değerlendirilmesi için bağlanma dayanım testlerinden yararlanılmaktadır. Bağlanma dayanımı; diş-restorasyon ara yüzeyi yakınında

veya içinde, muhtemel bir hatayla bağlantının bozulması için gerekli birim yüzey alanına düşen kuvvettir. Bağlanma dayanımı testleri aynı zamanda “debonding testleri” olarak da isimlendirilmektedir.¹⁰¹ Bu testler bağlanma alanının büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro testler olmak üzere iki grupta incelenir.^{102, 103}

Shono ve ark¹⁰⁴ tarafından 1994 yılında “*Mikrotensil Bağlanma Dayanım Testi*” tanıtılmıştır. Bu testte bağlantı yüzeyleri yaklaşık 1 mm² olduğundan dentindeki koheziv kopmaların oranı oldukça azalmıştır. Aynı zamanda bir diştten çok miktarda örnek sağlanabilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, bir diştten farklı bölgelerden örnek hazırlanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi bu testin avantajları arasında sayılabilir.¹⁰⁵ Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda ‘mikrotensil testi’ tercih edilmiştir.

Mikrotensil testi için ilk olarak “trimming” metodu geliştirilmiştir. Bu metotta bağlanma yüzey alanları 1 mm² civarında olan halter veya kum saati şeklinde örnekler hazırlanmaktadır. 1999 yılında Shono ve ark.¹⁰⁶ tarafından geliştirilen “non-trimming” metodunda ise yaklaşık 1 mm² kesit alanına sahip çubuk şekilli örnekler hazırlanır. Non-trimming metodu örnek hazırlama işleminin daha kolay olması, örnek şekillendirme sırasında örneğin daha az zarar görmesi, daha fazla sayıda örnek elde edilebilmesi ve örnek standardizasyonunun daha kolay olması gibi avantajlar sağlamaktadır.¹⁰⁷ Çalışmamızda non-trimming metodu ile 1 mm² kesit alanlı çubuk şeklinde örnekler kullanılmıştır.

Uygulanan test yöntemi dışında; diş dokusunun saklama koşulları, yapısal özellikleri ve örneklerin hazırlanma yöntemleri de bağlanma dayanımı sonuçlarını etkileyebilmektedir.¹⁰⁸ Çalışmada kullanılacak dişlerin çekimden sonra test zamanına kadar

bir solüsyon içinde bekletilmesi gerekir. Kloramin, Formalin, Sodyum Hipoklorit, Timol, Alkol, Gluteraldehit, distile su ve Salin bu amaç için önerilen solüsyonlardır.

Titley ve ark.¹⁰⁹, solüsyonların bağlanma dayanım testinin sonuçlarına olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, bu solüsyonların birbirlerine göre üstün olmadıklarını ve bağlanma dayanım testi sonuçlarını etkilemediklerini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, Lee ve ark.¹¹⁰ bekletme solüsyonu olarak, distile su, % 0,9'luk Sodyum Klorit (NaCl), % 0,5'lik Kloramin, %5,25'lik Sodyum Hipoklorit (NaOCl), %2'lik Gluteraldehit ve % 10'luk nötral tamponlanmış Formalin kullandıkları çalışmalarında, Sodyum Klorit ve Sodyum Hipokloritin distile suya göre daha düşük bağlanma dayanımına neden olduğunu ve bu solüsyonların bağlanma dayanımı testi için kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

ISO standartlarına¹¹¹ göre dişler ya sadece +4°C distile su içinde ya da %0,5 kloramin-T trihidrat içinde en fazla 1 hafta bırakıldıktan sonra tekrar +4°C distile su içinde bekletilmelidir. Çalışmamızda dişler +4°C distile su içinde, 1 aylık periyotlarla suyu değiştirilerek 6 ayı geçmeyecek şekilde saklanmıştır. Ayrıca çalışma için hazırlanan mikrotensil test örnekleri test yapılmadan önce 24 saat süreyle 37°C distile su içinde bekletilmiştir.

Deney şartları ve hazırlığı dışında adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden birinin, dentinin kompleks histolojik yapısı ve farklı kimyasal içeriği olduğu bildirilmektedir. Yüzeysel dentinden derin dentine doğru gidildikçe kollagen içeriğinin azalması, tübül çapı ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması, dentinal geçirgenliğin değişmesi bağlanmada farklılıklara sebep olmaktadır. Dentindeki bu bölgesel farklılıkların rezin-dentin bağlanma dayanımı üzerine, dişten dişe olan varyasyonlardan daha fazla etkili olduğu bildirilmiştir. *In vivo* çalışmalar preparasyon

derinliği arttıka bağlanma dayanımının azaldığını göstermiştir.^{112,113} Yoshikawa ve ark.¹¹⁴, pulpa basıncı simülasyonu olmadan yapılan bir mikrotensil çalışmasında bağlanma dayanımının kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak dentin derinliğinden etkilendiğini bildirmiştir.

Ogata ve ark.¹¹⁵, dentine bağlanma dayanımı üzerine túbüllerin bağlanma ara yüzeyine dik veya paralel olmasının etkisini Self-Etch sistemler ve Etch&Rinse sistemler kullanarak mikrotensil test metoduyla incelemişlerdir. Sonuçta Self-Etch sistemlerin bağlanma dayanımlarının túbüllerin yönünden etkilenmediğini, ancak Etch&Rinse sistemlerin bağlanma dayanımlarının, túbüllerin yönünün bağlantı ara yüzeyine dik olduğu durumda, paralel olduğu duruma göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Bu alışmalar dentindeki bölgesel farklılıkların bağlanma dayanımına etkisinin kullanılan adeziv tipine bağlı olarak değiştiğini ve genel olarak Etch&Rinse sistemlerin Self-Etch sistemlere göre dentin derinliğine daha duyarlı olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda iki farklı adezivin bağlanma dayanımları yüzeyel dentin bölgesinde incelenmiş ve aynı dentin seviyesini elde edebilmek amacıyla tüm dişler okluzalde mine-dentin birleşim sınırının hemen altından kesilmiştir.

Dentindeki bölgesel farklılıklardan başka, adezivin düz dentine veya kaviteye uygulanmasının da farklı sonuçlara neden olduğu belirtilmektedir. Polimerizasyon büzülme kuvvetleri üzerine kavite tipinin etkisi konfigürasyon faktör (C-faktör) olarak isimlendirilir. C değerı bondlanan yüzey sayısının bondlanmayan yüzey sayısına oranlanmasıyla elde edilir. C değerı arttıka polimerizasyon büzülme streslerinin arttığı, kompozitin akıcılık kapasitesinin azaldığı bildirilmiştir.¹¹⁶

C-faktör 2 veya 3 olduğunda elde edilen bağlanma dayanımlarının düz yüzeylekilerden daha düşük olduğu saptanmıştır.^{114, 117} Çalışmamızda kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan streslerin azaltması amacıyla adeziv sistemler düz dentin yüzeyine uygulanmıştır. Test örneklerinin yüzey düzgünlüğünün de standart olması gerekmektedir. Dentin yüzeyinde standart bir smear tabakası elde etmek için frezler ve farklı kalınlıktaki zımparalar kullanılır.¹¹⁸ Çalışmamızda dentin kesitlerinin yüzeyi ISO tarafından önerilen¹¹¹ 600 gritli silikon karpit zımpara ile su altında düzgün hale getirilmiştir.

Akışkan kompozitler, düşük viskoziteli, radyopak, akıcı kıvamlı ve ışıkla sertleşen materyallerdir.¹¹⁹ Akıcılık ve ıslanabilirlik avantajları ile diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan akışkan kompozitlerin doldurucu miktarı geleneksel kompozitlere göre %20-25 oranında azdır. Doldurucu miktarındaki bu azalma sebebiyle, akışkan kompozitler geleneksel kompozitlere göre düşük elastisite modülü ve yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermektedir.¹²⁰ Akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve polimerizasyon kinetiğini artırmak amacıyla son yıllarda 'Bulk-Fill' kompozitler geliştirilmiştir.

Vasquez¹²¹ çalışmasının sonucunda Bulk-Fill kompozitin düşük viskoziteli yapısıyla akışkan kaide materyali kullanmadan kavite tabanında ve duvarlarında yüksek marjinal adaptasyon sağladığını bildirmiştir. Bu araştırmacı Bulk-Fill kompozitlerin büzülme stresini hafifletici teknolojiyle restorasyonun marjinal bütünlüğünü artırıp, polimerizasyon büzülmesini azalttığı sonucuna varmıştır. Yine bu araştırmacı Bulk-Fill kompozitlerin yeterli marjinal bütünlüğü ve düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişin deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azalttığı bildirmiştir.

Çalışmamızda 4 farklı Bulk-Fill kompozit ve 2 farklı akışkan kompozit, bir adet iki aşamalı Etch&Rinse ve bir adet iki aşamalı Self-Etch adeziv sistem ile kullanılarak dentin bağlanma kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Tek aşamalı Self-Etch sistemler, hem hidrofilik hem de hidrofobik işlemleri aynı anda gerçekleştirerek zaman kazanmak, uygulama işlemlerini kolaylaştırmak ve uygulayıcı hatalarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir.¹²² Ancak bu sistemlerin bağlayıcı kısımda hidrofobik monomerler bulunması gerektiğinden ve monomer ile solventin kimyasal birleşimi çok zor olduğundan, homojen bir solüsyon halinde bulunamazlar. Genellikle monomer ve solvent birbirinden ayrılma eğilimindedir.⁷⁰ Bu da düşük bağlanma direncine, mikrosızıntıya ve renklenmeye sebep olmaktadır.¹²³

de Munck ve ark.¹²⁴ tek aşamalı sistemlerin kullanılmasıyla erken dönemde yüksek bağlantı değerleri elde edilse de, zamanla bağlanma etkinliklerinin azaldığını bildirmişlerdir. Peumans ve ark.¹²⁵, 1998-2004 yılları arasında yapılan klinik çalışmaları incelemişler, 3 aşamalı Etch&Rinse ve 2 aşamalı Self-Etch adezivlerin klinik başarılarının yüksek ve birbirine yakın olduğunu tespit ederlerken, en kötü sonuçların tek aşamalı Self-Etch adezivlerde görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak çalışmamızda iki aşamalı Self-Etch adezivler kullanılmıştır.

Klinik uygulamayı kolaylaştırmak için Etch&Rinse adezivler üç yerine 2 aşamalı olarak uygulanmaktadır. Bu sistemlerde asit uygulama aşaması ayrı olup primer ve adeziv tek bir şişede toplanmıştır. Etch&Rinse adezivlerde uygulanan asit dentin dokusunda intertübüler dentinin dekalsifiye olmasını sağlar. Dentin tübül ağzları huni şeklinde genişlemiştir. Böylece pörözite artar kollogen ağı ortaya çıkarak rezin infiltrasyonu kolaylaşır.¹²⁶ Çalışmamızda 2 aşamalı Etch&Rinse adeziv sistem olan Adper Single Bond 2 kullanılmıştır.

Armstrong ve ark.¹²⁷ farklı adeziv sistemlerin dentin bağlanma dayanımını mikrotensil testi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında 2 aşamalı Etch&Rinse adezivlerin 2 aşamalı Self-Etch adezivlere göre daha yüksek dentin bağlanma dayanımına sahip olduğunu tespit etmişleridir. Çalışmamızda da benzer şekilde Etch&Rinse adeziv uygulanan grupların ortalama bağlanma kuvveti Self-Etch adeziv uygulanan gruplardan yüksek bulundu. Aelite, Aura ve SDR Etch&Rinse gruplarında ortalama bağlanma kuvveti (sırasıyla 12.77; 19.32; 20.36 MPa) Self-Etch gruplarına göre (sırasıyla 16.04; 14.38; 17.09 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0.05$). Xtra-Base, Grandio ve Filtek Etch&Rinse grupları ile Self-Etch grupları arasında ise istatistiksel olarak önemli bir fark tespit edilemedi ($p>0.05$). Self-Etch uygulanan gruplarda Aelite ile Filtek, SDR ve Xtra-Base grupları arasında; Etch&rinse adeziv uygulanan gruplarda ise Aelite ile Aura ve SDR grupları arasında istatistiksel farklılık görüldü. Dolayısıyla, Bulk-Fill kompozitler ile metakrilat esaslı kompozitlerin dentin bağlanma dayanımları arasında fark olmadığını belirten birinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

de Munck ve ark.¹²⁸ tek aşamalı Self-Etch adeziv, iki aşamalı Self-Etch adeziv, iki aşamalı Etch&Rinse adeziv ve üç aşamalı Etch&Rinse adezivin dentin bağlanma dayanımlarını mikrotensil testi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki aşamalı Etch&Rinse adezivlerin tek aşama Self Etch adezivlere göre oldukça yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmişleridir. Benzer şekilde Ceballos ve ark.¹²⁹ iki aşamalı Etch&Rinse adezivler ile iki aşamalı Self-Etch ve tek aşamalı Self-Etch adezivlerin dentin bağlanma dayanımını karşılaştırmış, sonuç olarak Etch&Rinse adezivlerin Self-Etch adezivlerden daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Rosa ve ark.¹³⁰, iki aşamalı Etch&Rinse adezivin dentin bağlanma dayanımının Self-Etch adezive göre daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Self-Etch adeziv örneklerinde düşük bağlanma dayanımı elde eden araştırmacılar bu durumu Self-Etch adezivin yetersiz pürüzlendirme etkisi sonucu, içerisindeki monomerin dentine zayıf penetrasyonu ile ilişkilendirmiştir. Çalışmamızda Self-Etch adeziv uygulanan grupların ortalama bağlanma kuvvetinin Etch&Rinse uygulanan gruplardan düşük olması benzer şekilde açıklanabilir.

Adezivlerin dentin bağlantısında ve klinik başarısında kimyasal komponentlerinin rolü büyüktür.¹³¹ Adper Scotbond adezivin içerdiği poliakrilik asit dentin yapısındaki Ca⁺⁺ iyonları ile şelasyon yapar ve dentinle hidrojen köprüleri meydana getirir. Ayrıca bu adeziv içerisinde ağırlıkça % 10 oranında silika nano-partiküller bulunmaktadır. Hibrit tabakanın stabilizasyonunda etkili bu nano-partiküller bir rezin film tabakası oluşturarak etki ederler.¹³² Resin dentin arayüzünde meydana gelen elastik tabaka, adeziv üzerine uygulanan kompozitin polimerizasyonu sırasında, kompozitin büzülme streslerini tolere ederek bağlanmanın zayıflamasına engel olur.¹³³ Çalışmamızda Etch&Rinse gruplarında daha yüksek dentin bağlanma kuvveti elde edilmesinde Adper Scotbond adezivin bu özelliklerinin de etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda Self-Etch adeziv olarak iki aşamalı Clearfill SE Bond kullanılmıştır. Orta kuvvette Self-Etching primere sahip (pH=1,9) Clearfil SE Bond monomerinin karboksil ve fosfat grupları rezidüel hidroksiapatit ile kimyasal olarak bağlanabilmektedir. Ayrıca bu adeziv doldurucu partiküller içerir, visközdür ve oluşturduğu adeziv tabakası daha kalındır. Bu durum polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresleri kompanse ederek dağıtabilmesini sağlar.¹³⁴ Yüksek oranda hidrofilik 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) içeren Clearfil SE Bond'un, bu özellikleri ile birçok çalışmada yüksek dentin

bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.¹²⁵ Çalışmamızda Clearfil SE Bond uygulanan bazı grupların Etch&Rinse uygulanan gruplarla benzer yüksek bağlanma kuvveti göstermesi Clearfil SE Bond'un monomer kimyası ile açıklanabilir. Ayrıca bağlanma kuvvetindeki artış yalnızca adezivin yapısıyla değil, aynı zamanda üzerine uygulanan kompozitin kimyasal içeriğiyle de ilgilidir. Kompozitlerin kimyasal yapılarındaki farklılık adeziv uygulamasında farklı bağlanma kuvvetleri elde edilmesine neden olabilir.¹³⁵ Çalışmamızda Xtra-Base, Grandio ve Filtek Self-Etch ve Etch&Rinse grupları arasında istatistiksel fark olmaması bu kompozitlerin kimyasal yapılarıyla açıklanabilir.

Çalışmamızda en yüksek bağlanma kuvveti SDR Etch&Rinse grubunda görülmüştür. SDR Bulk-Fill kompozitin yüksek bağlanma kuvveti göstermesine tek başına farklı monomer kimyası değil, aynı zamanda SDR'nin çalışmada kullanılan diğer kompozitlerden daha yüksek yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği ile açıklanabilir.¹³⁶

van Meerbeck ve ark.¹³⁷ yüksek C faktöre sahip kaviteelerde Bulk-Fill kompozit örneklerinin metakrilat esaslı akışkan kompozitlerden daha düşük viskozite ile daha iyi internal adaptasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Kompozitin adaptasyonu artan yüzey enerjisi ile ilişkilidir ve yüksek yüzey enerjisi bağlanma kuvvetini artırıcı yönde etki gösterir. Benzer şekilde Moorthy ve ark.¹³⁸ yaptıkları çalışmada, Bulk-Fill kompozitlerin kavite adaptasyonun yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.

Aelite Flow hem Self-Etch hem de Etch&Rinse adeziv sistemler kullanıldığında en düşük bağlanma kuvvetini göstermiştir. Park ve ark.¹³⁹ akışkan kompozitlerin dentin bağlantısını makaslama gerilimi testi ile incelemişler ve sonucunda Aelite Flow örneklerinin bağlanma kuvvetinin Grandio Flow örneklerine göre önemli derecede düşük olduğunu tespit

etmişlerdir. Araştırmacılar bu durumun Aelite Flow kompozitin düşük doldurucu içeriğinden kaynaklandığı bildirilmişlerdir.

Kırılma analizleri, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını ölçmek için uygulanan testlerin ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Geleneksel test metotlarından makaslama ve çekme bağlanma dayanımı 25 MPa'yı geçtiği zaman %80 gibi bir sıklıkla dentinde koheziv fraktürler görülmektedir. Bu durum adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engeller. Dentindeki böyle koheziv hatalar rezin-dentin bağlantısının dentinin iç bağlanma dayanımından yüksek olduğu anlamına gelmez. Koheziv başarısızlıklar, dentin ya da restoratif materyalin içindeki hatalı bölgeler ve bu bölgelere lokalize olan, düzgün olmayan stres dağılımından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden yapılan çalışmalarda bağlanma dayanımlarını daha doğru yansıtabilen adeziv tipte kopmaların fazla olması istenir.¹⁴⁰⁻¹⁴² Çalışmamızda kırılma tipleri toplu olarak değerlendirildiğinde en fazla adeziv (%73.4), daha sonra miks (%15) ve koheziv (%11.6) başarısızlık tiplerinin oluştuğu görülmüştür. Bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızın adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını gerçekçi bir şekilde yansıttığı düşünülebilir.

Çalışmamızın ikinci kısmında akışkan kompozitlerin polimerizasyon derinlikleri mikrosertlik test metoduyla incelenmiştir. Materyalin sertliği deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır.¹⁴³ Mikrosertlik test metodu materyalin mekanik dayanıklılığını ve rijiditesini ölçmede etkili bir yöntemdir. Mikrosertlik ölçme testleri, uygun olarak seçilen statik bir elmas ucun, belirli bir süre içerisinde belirli bir yük altında test edilen materyale batırıldığında, malzeme üzerinde bir iz bırakması prensibi ile yapılmaktadır. Uygulanan

kuvvetin tespiti için, yük uzaklaştırıldıktan sonra meydana gelen mikroskobik izin ölçülmesiyle örneğin mikrosertlik değeri elde edilmektedir.^{144, 145}

Yüzey mikrosertliğini ölçmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Hangi yöntemin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlı olarak değişir. Vickers testi kırılğan materyallerin sertliğinin ölçülmesine uygun olduğundan kompozit örneklerinin mikrosertlik ölçümünde kullanılabilir.^{136, 146} Vickers sertlik ölçüm cihazının uçları sertlik ölçümünde kullanılan diğer cihazların sahip olduğu uçlara göre 1/3 oranında daha kısadır. Cihazın bu uç yapısı sertlik ölçümü sırasında materyalin yüzey özelliklerinden daha az etkilenmesine ve daha hassas ölçüm yapabilmesine izin vermektedir.¹⁴⁷ Bu yüzden çalışmamızda sertlik ölçümleri Vickers sertlik ölçüm cihazıyla yapılmıştır.

Mikrosertlik ölçümü amacıyla örnek yüzeyine uygulanan kuvvet 1gr-1kg arasında değişmektedir.¹⁵² Örneğe uygulanan kuvvet arttıkça ölçüm cihazının ucu örneğin yüzeyden daha derin tabaklarına doğru ilerler. İdeal ölçüm için çentik ucun, örneğin yüzey tabakasının hemen altına kadar ilerlemesi gerekmektedir. Böylece materyalin ışıktan etkilenen yüzeyinin sertliği ölçülmeyerek daha doğru sonuçlar alınır.¹⁴⁸ Doğru bir ölçüm için çentik uç ile uygulanan kuvvetin süresi de önemli bir faktördür. Yoldas ve ark.¹⁴⁹ farklı kompozitlerden hazırlanan örneklerin 15sn ve 20sn süre ile sertliklerini ölçmüş, sonuç olarak sertlik ölçümü için gereken kuvvetin 15 sn uygulanmasının yeterli olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak çalışmamızda örneklere 200 gr kuvvet 15 sn boyunca uygulanmıştır.

Kompozit örneklerinin mikrosertlik ölçümü sırasında yüzey düzgünlüğü önemli bir faktördür. Bu konu ile ilgili çalışmalarda, strip band kullanılarak hazırlanan kompozit örneklerinde en iyi yüzey düzgünlüğünün elde edildiği vurgulanmıştır.¹⁵⁰ Çalışmamızda

kompozit yüzeyleri şeffaf strip bantla örtülerek polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiş, örneklerin yüzeylerine herhangi bir bitirme ve parlatma işlemi uygulanmamıştır.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesi ışıklama süresi ve mesafesi, kompozitin rengi ve kavitenin derinliğinden direkt olarak etkilenmektedir. Yazıcı ve ark.¹⁵¹ çalışmalarında LED ışık cihazı ile polimerizasyonun kompozit restorasyonun taban sertliğini diğer ışık cihazlarına göre daha fazla artırdığını bulmuşlardır. Çalışmamızda tüm örneklerde üretici talimatlarına uygun şekilde 20sn LED ışık cihazıyla polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Işık cihazının ucu kompozit kalıp üzerine yerleştirilen strip bantla temas halinde tutulmuştur.

Çalışmamızda 6 farklı akışkan kompozitten 2mm ve 4mm kalınlıklarda örnekler hazırlanarak her örneğin alt ve üst yüzeylerinden mikrosertlik ölçümü yapılmıştır. Tüm gruplarda örneklerin alt yüzeylerinden elde edilen mikrosertlik değerleri üst yüzey değerlerinden düşük bulunmuştur. Kompozit rezinlerin ışığa yakın yüzeyinde daha yüksek sertleşme gözlenirken, ışıktan uzak olan yüzeyinde daha düşük sertleşme tespit edilmektedir.¹⁵² Çalışmamızla benzer şekilde Soygun ve ark.¹⁵³ farklı Bulk-Fill kompozitlerin mikrosertliklerini inceledikleri çalışmalarında, kompozit örneklerinin alt yüzeylerine ait sertlik değerlerini üst yüzeylerinden daha düşük bulmuşlardır.

Kompozit rezinlerin kimyasal kompozisyon ve doldurucu içerikleri fiziksel özelliklerini etkilediğinden, mikrosertlik değerleri arasında farklılıklar gözlenmektedir. Braem ve ark.¹⁵⁴ kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda yüksek doldurucu içeriği olan materyallerin yüksek yüzey sertliğine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Chung ve ark.¹⁵⁵ kompozit rezinlerin konversiyon dereceleri ve mekanik özelliklerinin doldurucu miktarı ile ilişkisini inceledikleri

araştırmalarının sonucunda doldurucu miktarı azaldıkça, kompozitin yüzey sertliğinin de azaldığını tespit etmişlerdir.

Yüzey mikrosertlik ölçümü sonuçlarımız kullandığımız kompozitlerin doldurucu oranları ile benzer dağılım göstermiştir. Yüzey mikrosertliği yüksekten düşüğe doğru sırasıyla metakrilat esaslı Grandio Flow (hacimce %81), Bulk-Fill kompozitler Aura (hacimce %64), Xtra-Base (hacimce %58), SDR (hacimce %44), Filtek (hacimce %42,5) ve metakrilat esaslı kompozit Aelite Flow (hacimce %42) şeklinde görülmüştür.

Salerno ve ark.¹⁵⁶ akışkan kompozitlerin mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında Bulk-Fill kompozit örneklerinin diğer metakrilat esaslı akışkan kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük mikrosertlik değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar bunun kullandıkları Bulk-Fill kompozitlerin doldurucu miktarının metakrilat esaslı kompozitlere göre düşük olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde Flury ve ark.⁸ kompozitlerin polimerizasyon derecesini araştırdıkları çalışmalarında, Bulk-Fill SDR örneklerinin yüksek dolduruculu metakrilat esaslı kompozitlere göre daha düşük yüzey sertliğine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Polimerizasyon derecesi restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini önemli derecede etkiler. Yetersiz polimerizasyon durumunda restorasyonda marjinal sızıntı, renklenme, artan aşınma, restorasyonda artan su emilimi ve düşük mekanik direnç gibi problemler bildirilmiştir.^{10, 11} Ayrıca yetersiz polimerizasyon durumunda artık monomer salınımı fazlalaşır. Bu artık monomerler dentin tübüllerini aşarak pulpada geri dönüşümsüz reaksiyona neden olabilir. Polimerizasyon derecesini ölçmenin direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntemi vardır.¹⁵⁷ Uygulama kolaylığı ve düşük maliyetinden dolayı polimerizasyon derecesini ölçmede en sık kullanılan yöntemlerden biri indirekt yöntem olan

‘Mikrosertlik Ölçüm Yöntemidir’.¹⁵⁸ Çalışmamızda örneklerin polimerizasyon derecesi Vicker’s mikrosertlik ölçüm yöntemi ile hesaplanmıştır.

Bouschlicher ve ark.⁹⁹ uyguladığı mikrosertlik ölçüm yönteminde polimerizasyon derecesi hesaplanacak örneğin taban ve tavan yüzeylerinden üç noktadan sertlik ölçümü yapılır. Ardından bu değerlerin ortalamaları alınarak örneğin taban ve tavan ortalama yüzey sertlikleri ölçülür ve birbirine oranlanır. Bu orana ‘sertlik oranı’ adı verilmektedir. Araştırmalar sertlik oranının 0.80 ve üzeri olmasının yeterli polimerizasyon için kabul edilebilir olduğunu göstermektedir.^{159,160}

El-Damanhoury ve ark.¹⁶¹ metakrilat esaslı akışkan kompozitlerle Bulk-Fill kompozitlerden hazırlanan 4 mm kalınlıkta örneklerin polimerizasyon derinlikleri inceledikleri çalışmalarında, SDR ve Xtra-Base gruplarında sertlik oranını 0.80’in üzerinde bulmuşlardır. Çalışmada kullanılan metakrilat esaslı akışkan kompozitlerin sertlik oranları ise 0.80 in altında kalmıştır.

Jang ve ark.¹⁶² SDR Bulk-Fill kompozit ile metakrilat esaslı kompozitlerin polimerizasyon derecelerini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda 4 mm derinlikte metakrilat esaslı kompozitlerin yeterli polimerizasyon derecesi göstermediğini, SDR örneklerinde ise ortalama sertlik oranının 0.94 olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde 4 mm kalınlıkta Bulk-Fill kompozitlerden SDR (0.80) ve Xtra-Base (0.80) örneklerinin ortalama sertlik oranı 0.80 üzerinde bulunmuş, Filtek (0.79) ve Aura (0.78) örneklerinin ortalama sertlik oranları bu değer in altında kalmıştır. Bulk-Fill kompozitlerin ortalama sertlik oranları arasında istatistiksel fark bulunamamıştır. Metakrilat esaslı akışkan kompozitler Grandio Flow (0.73) ve Aelite flow (0.73) örneklerinin ortalama sertlik oranları Bulk-Fill kompozitlere göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur.

Sonuç olarak 4mm kalınlıkta yalnızca SDR ve Xtra-Base örnekleri yeterli polimerizasyon göstermiş, dolayısıyla tüm Bulk-Fill kompozitlerin 4mm kalınlıkta da yeterli polimerizasyon derecesi göstereceğini belirten ikinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Flury ve ark.⁸ Bulk-Fill kompozitlerin metakrilat esaslı ve Siloran esaslı kompozitlerle polimerizasyon derecesini Vickers sertlik ölçüm yöntemi ile karşılaştırmışlar, sonuç olarak Bulk-Fill kompozitlerin daha yüksek polimerizasyon derecesine sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Garcia ve ark.¹⁶⁰ mikrosertlik ölçüm metodunu kullanarak Bulk-Fill kompozitlerle geleneksel rezin kompozitlerin ve yüksek dolduruculu akışkan kompozitlerin 4mm kalınlıkta polimerizasyon derecesini inceledikleri çalışmalarında, SDR Bulk-Fill kompozitle hazırlanan 4mm kalınlıkta örneklerin yeterince polimerize olduğunu saptamışlardır.

Kujis ve ark.¹⁶³ Bulk-Fill kompozitlerin tabaka ve kütle halinde yerleştirilmesinin, bu kompozitlerin polimerizasyon derinliğine etkisini incelemiş, sonuç olarak 4mm kalınlığa kadar Bulk-Fill kompozitlerin kaviteye kütle halinde yerleştirilebileceğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Amaral ve ark.¹⁶⁴ Bulk-Fill kompozitlerin kütle ve tabakalı yerleştirme yöntemleriyle restore edilmesi sonucunda polimerizasyon derecesini incelemişler, iki teknik arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Soygun ve ark.¹⁵³ plazma ark ışık kaynakları ile SDR ve Xtra-Base kompozitlerden 2 ve 4 mm kalınlığında hazırlanan örnekleri 3 sn polimerize etmişler, sonuç olarak örneklerin her iki kalınlıkta da yeterli polimerizasyon derecesine ulaşamadığını görmüşlerdir. Araştırmacılar bunun nedenini plazma ark ışık kaynağı ile 3 sn ışıklamanın kompozit polimerizasyonu için yetersiz olmasına bağlamışlardır.

Jang ve ark.¹⁵⁸ çalışmalarında Bulk-Fill kompozitlerin 4mm kalınlığında metakrilat esaslı kompozitlere göre daha yüksek polimerizasyon derecesi gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bulk-fill kompozitlerin geliştirilmiş translusent yapısı ve metakrilat rezin içerisine yerleştirilen foto aktif gruplar, polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edilmesine ve kompozitin bulk tekniği ile 4 mm derinliğe kadar polimerize edilebilmesine izin vermektedir.⁶ Çalışmamızda Bulk-Fill kompozitlerin metakrilat esaslı kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesi göstermesi bu mekanizmalarla açıklanabilir.

Restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla kompozit rezinlerin kaviteye 1-2 mm tabakalar halinde uygulanması tavsiye edilse de, günümüzde monomer teknolojisindeki gelişmeler ve yüksek fiziksel özellikte kompozitlerin üretilmesiyle alternatif yöntemler uygulanabilmektedir. Uygun vakalarda Bulk-Fill kompozitlerin kullanımının hekime kolaylık sağlayacağı kaçınılmazdır. Ancak başarılı bir restorasyon için restoratif materyalin polimerizasyon derecesi ve yüzey özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Mikrotensil testi sonucunda en yüksek dentin bağlanma dayanımı SDR Etch&Rinse grubunda görülürken (20.36 MPa), en düşük dentin bağlanma dayanımı Aelite Self-Etch grubunda (Aelite 12.77 MPa) görülmüştür.
2. Her kompozitin Etch&Rinse gruplarının ortalama dentin bağlanma dayanımı Self-Etch gruplarına göre daha yüksek bulunmuştur. SDR, Aura ve Aelite'in Etch&Rinse grupları ile Self-Etch grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunurken ($p<0.05$), diğer kompozitlerde bulunamamıştır ($p>0.05$).
3. Tüm gruplarda en fazla adeziv tipte kopma görülmüştür. Aelite Self-Etch grubunda tüm örneklerde adeziv kopma görülürken, en az adeziv kopma SDR Etch&Rinse grubunda tespit edilmiştir.
4. Hem 2 mm hem de 4 mm kalınlıkta en yüksek yüzey sertliği Grandio örneklerinde görülürken en düşük yüzey sertliği ise Aelite örneklerinde tespit edilmiştir.
5. 2 mm kalınlıkta örneklerin sertlik oranları sırasıyla Xtra-Base (0.88), Filtek (0.85), SDR (0.84), Grandio (0.83), Aelite (0,82) ve Aura (0.82) olarak hesaplanmıştır. Bu kalınlıkta tüm kompozitler yeterli polimerizasyon derecesi göstermiştir.
6. 4 mm kalınlıktaki örneklerin sertlik oranları sırasıyla Xtra-Base (0.81), SDR (0.80), Filtek (0.79), Aura (0.78), Grandio (0.73) ve Aelite (0,73) olarak hesaplanmıştır. Bu kalınlıkta yalnızca SDR ve Xtra-Base örnekleri yeterli polimerizasyon derecesi göstermiştir.
7. 4mm kalınlıkta metakrilat esaslı akışkan kompozitler Grandio ve Aelite örneklerinin sertlik oranları Bulk-Fill akışkan kompozitler SDR, Filtek, Xtra-Base ve Aura örneklerine göre istatistiksel olarak önemli derecede düşük bulunmuştur. ($p<0.05$)

Sonuç olarak, Bulk-Fill kompozitlerin kaviteye 2mm den daha kalın tabakalar halinde uygulanabileceği tespit edilmiştir. Bununla birlikte çalışmada kullanılan Bulk-Fill kompozitlerin yüzey sertliği, yüksek dolduruculu metakrilat esaslı akışkan kompozitten düşük bulunmuştur. Klinik uygulamalar esnasında bu iki durum göz önünde bulundurulmalı ve sonuçlarımız klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



KAYNAKLAR

1. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatziades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 1998, 129: 567-577.
2. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental materials*, 2011, 27: 1221-1228.
3. Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent*, 2012, 14: 485-492.
4. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, de Freitas PM, Navarro RS, Powell LG, Eduardo Cde P. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Surg Med*, 2005, 36: 351-355.
5. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*, 2013, 17: 227-235.
6. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent*, 2007, 35: 482-489.
7. Guan L, Li J, Wu G, Hong Z. Initiation of polymerization with ultrasound in dental composite resin. *Biomater Artif Cells Immobilization Biotechnol*, 1992, 20: 125-129.
8. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*, 2012, 28: 521-528.
9. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 2006, 22: 359-365.
10. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials*, 1993, 14: 871-875.

11. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA, Corrêa-Sobrinho L. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J*, 2010, 21: 538-542.
12. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 1999: S4-15; quiz S73.
13. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*, 1998, 14: 194-201.
14. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. [New direct restorative materials]. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 1999, 106: 128-140.
15. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 1994, 125: 687-701.
16. Leinfelder KF. Posterior composite resins. *J Am Dent Assoc*, 1988, 117: 21E-26E.
17. Leinfelder KF. A conservative approach to placing posterior composite resin restorations. *J Am Dent Assoc*, 1996, 127: 743-748.
18. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 1998, 129: 567-577.
19. Poss SD. Using a new condensable composite for posterior restorations. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 1999: S14-18.
20. Sensi LG, Marson FC, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA. Flowable composites as "filled adhesives:" a microleakage study. *J Contemp Dent Pract*, 2004, 5: 32-41.
21. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 1999, 30: 249-257.
22. Frankenberger R, Lopes M, Perdigo J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater*, 2002, 18: 227-238.
23. Malhotra N, Mala K, Acharya S. Resin-based composite as a direct esthetic restorative material. *Compend Contin Educ Dent*, 2011, 32: 14-23; quiz 24, 38.

24. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, 2000, 108: 341-345.
25. Nalcaci A, Ulusoy N, Atakol O. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Oper Dent*, 2006, 31: 197-203.
26. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005, 72: 310-315.
27. Kalliyana Krishnan V, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil*, 1998, 25: 747-751.
28. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, 1985, 64: 1396-1401.
29. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 375-383.
30. Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. Polymerization shrinkage of dental composite resins. *Proc Inst Mech Eng H*, 2001, 215: 367-375.
31. Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S, Fano V. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials*, 2002, 23: 1011-1015.
32. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater*, 2011, 27: 348-355.
33. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater*, 2013, 29: e213-217.
34. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of a self-adhesive and four novel flowable composites. *J Adhes Dent*, 2013, 15: 229-236.
35. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent*, 2013, 15: 115-121.

36. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 1955, 34: 849-853.
37. Bortolotto T, Doudou W, Kunzelmann KH, Krejci I. The competition between enamel and dentin adhesion within a cavity: an in vitro evaluation of class V restorations. *Clin Oral Investig*, 2012, 16: 1125-1135.
38. Christensen GJ. Clinical factors affecting adhesion. *Oper Dent*, 1992, Suppl 5: 24-31.
39. Stanford JW. Bonding of restorative materials to dentine. *Int Dent J*, 1985, 35: 133-138.
40. Cehreli ZC, Usmen E. Effect of surface conditioning on the shear bond strength of compomers to human primary and permanent enamel. *Am J Dent*, 1999, 12: 26-30.
41. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 1997, 25: 441-458.
42. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Prati C. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 2007, 23: 705-713.
43. Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y, Carrilho MR, Donnelly A, Ferrari M, Tay FR. Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A*, 2008, 84: 19-29.
44. Davis EL, Wiecekowski G, Jr., Yu XY, Joynt RB, Gallo J. Adhesion of dentin bonding agents after smear layer treatments. *Am J Dent*, 1992, 5: 29-32.
45. Joynt RB, Davis EL, Wiecekowski G, Jr., Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent*, 1991, 16: 186-191.
46. EFFECT of storage on the coliform and Bacterium coli counts of water samples; overnight storage at room and refrigerator temperature. *J Hyg (Lond)*, 1952, 50: 107-125.
47. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res*, 1965, 44: 895-902.

48. Causton BE. Improved bonding of composite restorative to dentine. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br Dent J*, 1984, 156: 93-95.
49. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent*, 1995, 8: 88-92.
50. Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater*, 1985, 1: 170-176.
51. Dickinson GL, Stevens JT, Overberger JE, McCutcheon WR. Comparison of shear bond strengths of some third-generation dentin bonding agents. *Oper Dent*, 1991, 16: 223-230.
52. Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent*, 1989, 2 Spec No: 133-144.
53. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*, 1992, Suppl 5: 50-61.
54. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 1979, 58: 1364-1370.
55. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent*, 1993, 6: 7-9.
56. Swift EJ, Jr. Dentin bonding: what is the state of the art? *Compend Contin Educ Dent*, 2001, 22: 4-7; quiz 18.
57. Kanca J, 3rd. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent*, 1996, 9: 273-276.
58. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 567-577.
59. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. *J Dent Res*, 1994, 73: 629-636.
60. Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater*, 2000, 16: 7-14.

61. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 1994, 73: 1212-1220.
62. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int*, 1993, 24: 335-342.
63. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J. Field-emission scanning electron microscopy of resin-dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *J Adhes Dent*, 2000, 2: 259-269.
64. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*, 2002, 4: 283-289.
65. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 2000, 79: 709-714.
66. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 2001, 17: 296-308.
67. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*, 2003, 69: 726-731.
68. Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil*, 2001, 28: 1122-1128.
69. Aboushelib MN. Clinical performance of self-etching adhesives with saliva contamination. *J Adhes Dent*, 2011, 13: 489-493.
70. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003, 28: 215-235.
71. Saker S, Ibrahim F, Ozcan M. Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent*, 2013, 15: 369-376.

72. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent*, 2003, 28: 747-755.
73. Asaka Y, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Moore BK. Influence of delayed placement of composites over cured adhesives on dentin bond strength of single-application self-etch systems. *Oper Dent*, 2006, 31: 18-24.
74. Arweiler NB, Auschill TM, Reich E. Does pretreatment of cavities effectively promote good marginal adaptation of glass-ionomer cements? *J Adhes Dent*, 2000, 2: 289-295.
75. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 1989, 17: 61-67.
76. Gallusi G, Galeano P, Libonati A, Giuca MR, Campanella V. Evaluation of bond strength of different adhesive systems: Shear and Microtensile Bond Strength Test. *Oral Implantol (Rome)*, 2009, 2: 19-25.
77. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 1994, 10: 236-240.
78. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995, 11: 117-125.
79. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Mil Med*, 2000, 165: 742-746.
80. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, 2004, 35: 845-852.
81. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res*, 1996, 32: 533-541.

82. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent*, 1999, 1: 57-67.
83. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, 2003, 24: 3795-3803.
84. Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater*, 2004, 20: 669-676.
85. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig*, 2002, 6: 155-160.
86. Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LV. Long term water storage deteriorates bonding of composite resin to alumina and zirconia short communication. *Open Dent J*, 2013, 7: 123-125.
87. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent*, 2001, 14: 211-215.
88. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 2003, 82: 136-140.
89. Oberholzer TG, Schunemann M, Kidd M. Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. *Int Dent J*, 2004, 54: 15-20.
90. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent*, 2003, 28: 628-634.
91. de Andrade IC, Basting RT, Rodrigues JA, do Amaral FL, Turssi CP, Franca FM. Microhardness and color monitoring of nanofilled resin composite after bleaching and staining. *Eur J Dent*, 2014, 8: 160-165.

92. Aguiar FH, Braceiro A, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8: 1-8.
93. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc*, 2011, 142: 1176-1182.
94. DellaBona A, Casalli JL, Schleder PV. Evaluating the degree of polymerization of photocured composite resins. *J Dent Res*, 1997, 76: 996-996.
95. Lee YJ, Choi NK, Yang KH. Comparison of polymerization degree of light-cured composite resin by halogen lamp curing unit and plasma xenon arc lamp curing unit. *J Dent Res*, 2002, 81: B317-B317.
96. Soares LES, Liporoni PCS, Martin AA. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Oper Dent*, 2007, 32: 160-165.
97. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater*, 2006, 22: 988-994.
98. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*, 1987, 66: 727-730.
99. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 2004, 29: 698-704.
100. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*, 1992, 6: 44-49.
101. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*, 1993, 43: 492-498.
102. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 2010, 26: e38-49.

103. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 2010, 26: e100-121.
104. Shono T, Sano H, H. S. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.*, 1994, 10: 236-240.
105. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 1994, 73: 1205-1211.
106. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent*, 1999, 1: 211-218.
107. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1999, 1: 299-309.
108. Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in-vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 2: non-standardized tests of composite materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 2011, 121: 916-930.
109. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol*, 1998, 43: 305-311.
110. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dent Mater*, 2007, 23: 570-578.
111. ISO-11405 IOFS. International Organization For Standardization-11405- Testing of adhesion to tooth structure. *Dental materials*, 2003.
112. Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater*, 1993, 9: 19-22.
113. McGuckin RS, Tao L, Thompson WO, Pashley DH. Shear bond strength of Scotchbond in vivo. *Dent Mater*, 1991, 7: 50-53.

114. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*, 1999, 78: 898-905.
115. Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PN, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Oper Dent*, 2001, 26: 27-35.
116. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 1996, 21: 17-24.
117. Mallmann A, Zovico F, Soares M, Placido E, Ferrari M, Cardoso PE. Microtensile dentin bond strength of self-etching and single-bottle adhesive systems in different cavity configurations. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 121-127.
118. Altunsoy M, Botsali MS, Korkut E, Kucukyilmaz E, Sener Y. Effect of different surface treatments on the shear and microtensile bond strength of resin-modified glass ionomer cement to dentin. *Acta Odontol Scand*, 2014, 72: 874-879.
119. Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Angle Orthod*, 2004, 74: 697-702.
120. Prager MC. Using flowable composites in direct posterior restorations. *Dent Today*, 1997, 16: 62, 64, 66-69.
121. D. V. A New Generation Bulk-Fill Composite For Direct Posterior Restorations. *Inside Dentristry*, 2012, 8: 5.
122. Maurin JC, Lagneau C, Durand M, Lissac M, Seux D. Tensile and shear bond strength evaluation of a total-etch three-step and two self-etching one-step dentin bonding systems. *J Adhes Dent*, 2006, 8: 27-30.
123. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, 1992, Suppl 5: 81-94.
124. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 2005, 84: 118-132.

125. Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dent Mater*, 2014, 30: 1089-1103.
126. Nikaido T, Nakajima M, Higashi T, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J. Shear bond strengths of a single-step bonding system to enamel and dentin. *Dent Mater J*, 1997, 16: 40-47.
127. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 47-56.
128. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*, 2003, 16: 414-420.
129. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*, 2003, 31: 469-477.
130. Villela-Rosa AC, Goncalves M, Orsi IA, Miani PK. Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Braz Oral Res*, 2011, 25: 109-115.
131. Salz U, Bock T. Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *J Adhes Dent*, 2010, 12: 7-10.
132. Cardoso PE, Carrilho MR, Francci CE, Perdigao J. Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. *Am J Dent*, 2001, 14: 22-24.
133. Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dent Mater*, 1995, 11: 234-238.
134. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 2001, 17: 445-455.

135. Hurmuzlu F, Ozdemir AK, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso SH. Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. *Quintessence Int*, 2007, 38: e206-212.
136. Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*, 2013, 41: 695-702.
137. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater*, 2013, 29: 269-277.
138. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 2012, 40: 500-505.
139. Park SB, Son WS, Ko CC, Garcia-Godoy F, Park MG, Kim HI, Kwon YH. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Mater J*, 2009, 28: 730-734.
140. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*, 1998, 14: 120-128.
141. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater*, 1998, 14: 44-50.
142. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 1998, 14: 212-221.
143. Mante MO, Saleh N, Tanna NK, Mante FK. Softening patterns of light cured glass ionomer cements. *Dent Mater*, 1999, 15: 303-309.
144. Jendresen MD. Clinical behavior of 21st-century adhesives and composites. *Quintessence Int*, 1993, 24: 659-662.
145. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 353-361.

146. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*, 2004, 16: 417-422.
147. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A*, 2003, 66: 850-853.
148. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater*, 2004, 20: 21-28.
149. Yoldas O AT, Uysal H. Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite material. *Polymer Testing*, 2004, 23: 343-346.
150. Yazici AR, Muftu A, Kugel G. Three-dimensional surface profile analysis of different types of flowable restorative resins following different finishing protocols. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8: 9-17.
151. Yazici AR, Kugel G, Gul G. The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8: 52-59.
152. Kanca J. Visible light-activated composite resins for posterior use--a comparison of surface hardness and uniformity of cure. Update. *Quintessence Int*, 1985, 16: 687-690.
153. Soygun K ÜM, Özer A, Gülnahar E, Bolayır G. Farklı akışkan bulk fill kompozitlerin mikrosertliklerinin araştırılması-An investigation of microhardness cured different flow bulk fill composites. *Cumhuriyet Dent J*, 2013: 64-69.
154. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, 1989, 5: 346-348.
155. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*, 1990, 17: 487-494.
156. Salerno MD, G. Thorat, S. Ceseracciu, L. Ruffilli, R. Barone, A. C. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater*, 2011, 27: 1221-1228.

157. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent*, 2005, 30: 461-467.
158. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent*, 2014.
159. Herrero AA, Yaman P, Dennison JB. Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites. *Quintessence Int*, 2005, 36: 25-31.
160. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*, 2014, 39: 441-448.
161. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*, 2014, 39: 374-382.
162. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent*, 2015, 40: 172-180.
163. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonschot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res*, 2003, 82: 967-971.
164. Amaral CM, de Castro AK, Pimenta LA, Ambrosano GM. Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. *Quintessence Int*, 2002, 33: 685-689.

EK 1: ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Özcan KARATAŞ

Doğum tarihi : 05.06.1988

Doğum yeri : Adana

Uyruğu : T.C.

Adres : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240

ERZURUM

Tel : 0442 2313882

E-mail : ozcnkrts@gmail.com

Eğitim

Lise : Hacı Ömer Sabancı Lisesi, Mersin (2005)

Lisans : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun (2005-2011)

Yabancı Dil Bilgisi

İngilizce : Orta derecede (YDS 63.75, Ekim 2014)

Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar

Restoratif Diş Hekimliği Derneği

İlgi Alanları ve Hobiler

Müzik, Sinema, Kitap...

EK 2: ETİK KURUL RAPORU

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

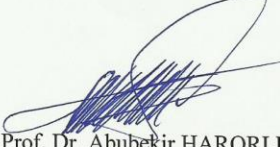
Sayı : 29

08 / 11 / 2013

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

06.11.2013 tarihli yazınız ekinde gönderilen, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'ın danışmanlığında uzmanlık öğrencisi Dt. Özcan KARATAŞ'ın Uzmanlık Tezi "**Farklı akıcı kompozitlerin dentin bağlama dayanımının ve mikrosertliklerinin karşılaştırılması**" ile ilgili etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı

KARAR No: 29/2013. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığının 06.11.2013 tarihli yazısı ve ekleri okunarak kurul üyelerinin bilgisine sunuldu.

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'ın danışmanlığında uzmanlık öğrencisi Dt. Özcan KARATAŞ'ın Uzmanlık Tezi "**Farklı akıcı kompozitlerin dentin bağlama dayanımının ve mikrosertliklerinin karşılaştırılması**" ile ilgili, etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelendi.

Yapılan görüşmeler sonucunda; Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılacak çalışmanın etik kurallara uygun olduğu kanaatine varıldı (oy birliği).

Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Y. Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ