

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ



**FARKLI YÜZEY İŞLEME YÖNTEMLERİ
UYGULANMIŞ DENTİN YÜZEYİNE
UYGULANAN BULK FİLL KOMPZİTLERİN
MAKASLAMA DAYANIMLARININ
İNCELENMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

KAZIM BAŞ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Ebru USLU CENDER

ORDU-2017

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEME YÖNTEMLERİ
UYGULANMIŞ DENTİN YÜZEYİNE
UYGULANAN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN
MAKASLAMA DAYANIMLARININ
İNCELENMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

KAZIM BAŞ

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TU-1605 proje numarası ile desteklenmiştir**

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Ebru USLU CENDER

ORDU-2017

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY İŞLEME YÖNTEMLERİ UYGULANMIŞ
DENTİN YÜZEYİNE UYGULANAN BULK FİLL
KOMPOZİTLERİN MAKASLAMA DAYANIMLARININ
İNCELENMESİ

Dt. KAZIM BAŞ

Tezin Verildiği Tarih : 14.02.2017

Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 07.03.2017

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Ebru USLU CENDER

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Emel KARAMAN

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Nihal BELDÜZ KARA

Dekan : Prof. Dr. Nuri YILMAZ

ORDU-2017

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

KAZIM BAŞ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana yol gösteren, tezimin kurgulanması ve uygulanması aşamalarında yardımlarını, desteğini ve sabrını hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Ebru USLU CENDER' e,

Aramızdan erken ayrılışıyla bizi hüzne boğan, acı kaybımız Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa Sadık AKDAĞ' a,

Tez çalışmalarım sırasında bana destek olan Sayın Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA' ya, öğretim görevlisi Sayın Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE' ye ve sevgili dostum Arş. Gör. Dr. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ' ye,

Tez çalışmamın istatistiksel analizinde yardımları için Sayın Prof. Dr. Soner ÇANKAYA' ya,

Lazer çalışmalarım sırasında bana destek sağlayan Sayın Enver ATALI' ya,

Hekimlik, akademisyenlik ve idarecilik yönleriyle bize her daim örnek olan dekan yardımcımız Sayın Doç. Dr. Mehmet Cankat KARA' ya,

Çalışmamın gerçekleştirilmesinde TU-1605 numaralı proje ile bana destek sağlayan Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi çalışanlarına,

Tüm yaşamım boyunca bana destek olup sevgisi ve emekleri ile beni bu günlere getiren, teşekkürlerin yetersiz kalacağı babam Fikri BAŞ' a, annem Saynur BAŞ' a ve ablam Merve BAŞ' a,

Her daim yanımda olmasını istediğim, değerlim Damla UZUN'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI YÜZEY İŞLEME YÖNTEMLERİ UYGULANMIŞ DENTİN YÜZEYİNE UYGULANAN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN MAKASLAMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey işleme yöntemleri uygulanmış dentin yüzeylerine tek tabaka halinde uygulanan üç adet yüksek vizkoziteli bulk-fill kompozit ve bir adet mikrohibrit kompozit rezinin makaslama dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Araştırmamızda; dentin dokusu açığa çıkarılmış 132 adet çürüksüz insan azı dişi kullanıldı. Diş örnekleri silindirik kalıplar kullanılarak okluzal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik içerisine yerleştirilip her biri 44 örnekten oluşan 3 gruba ayrılmıştır. Grupların ilkinde %32'lik fosforik asit, ikincisine Er,Cr:YSGG lazer ve üçüncüsüne ise kontrol grubu olarak hiçbir işlem uygulanmamıştır. Her bir grup uygulanacak kompozit rezine göre dört alt gruba ayrıldı (n=11). Bonding ajanı uygulamasından sonra; kompozit rezin materyalleri 4x4 mm ölçülerinde teflon kalıp içerisinde dişe uygulandı. Daha sonra hazırlanan örnekler makaslama bağlanma dayanım testleri uygulandı. Elde edilen verilere, gruplar arası farklılıkları belirlemek amacı ile iki yönlü varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

Bulgular: Çalışmada kullanılan yüzey işleme teknikleri arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($P<0,001$). Çalışmada tüm kompozitler için en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri "Asit" grubunda, en düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri ise "Kontrol" grubunda ölçülmüştür. Kompozit rezinler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($P>0,05$).

Sonuç: Yüzey işleme yöntemi olarak, asit kullanımının dentine bağlanma dayanımını lazere göre daha çok arttırdığı gözlenmiştir. Bulk Fill kompozitler, bağlanma dayanımı açısından geleneksel kompozit rezinler ile benzer etki göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Bulk fill kompozit, Turbo başlık, Er,Cr:YSGG lazer, makaslama testi, asit

ABSTRACT

AN EVALUATION OF SHEAR BOND STRENGTH OF BULK FILL COMPOSITES APPLIED ON DENTINE SURFACES TREATED WITH DIFFERENT SURFACE TREATMENT METHODS

Aim: The aim of this study is to compare the shear bond strength of three high-viscosity bulk-fill composite resins and one microhybrid composite resin applied as single layers on dentine surfaces treated with different surface treatment methods.

Material and Method: In this study, we used a total of 132 caries-free human molars whose dentines had been exposed. Samples were placed in acrylic using cylindrical moulds and their occlusal surfaces were exposed. The teeth were randomly divided into three groups. Each group consisted of fortyfour teeth. First group was etched with 32% phosphoric acid, second group was etched with Er,Cr;YSGG laser and third group was not etched as the control group.

Each group was then divided into four subgroups (n=11) according to the type of composite resin to be applied. Following the application of bonding agent, composite resin materials were applied on teeth using teflon moulds of 4x4 mm in size. The samples were then subjected to shear bond strength tests. Two-way variance analysis and Tukey HSD multiple comparison test were applied on collected data in order to identify the differences among the groups.

Findings: There was a significant difference between surface treatment methods used in the study with regard to shear bond strength ($P<0.001$). The highest shear bond strength values were detected in the “Acid” group while the lowest shear bond strength values were detected in the “Control” group. On the other hand, there was no statistically significant difference among composite resins ($P>0.05$).

Results: It was observed that the use of acid as a method of surface treatment increased the dentin bonding strength more compared with that of laser. Bulk fill composites had similar effects compared with conventional composite resins with regard to bond strength.

Keywords: Bulk fill composite, Turbo başlık, Er,Cr:YSGG lazer, shear bond strength, acid

İÇİNDEKİLER

| | Sayfa No |
|---|------------|
| TEZ BİLDİRİMİ | i |
| TEŞEKKÜR | ii |
| ÖZET | iii |
| ABSTRACT | iv |
| İÇİNDEKİLER | v |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | ix |
| TABLolar DİZİNİ | x |
| GRAFİKLER DİZİNİ | xi |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ | xii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Adeziv Diş Hekimliği | 3 |
| 2.2. Dentinin Yapısal Özellikleri | 4 |
| 2.2.1. Dentinin Histolojik Yapısı | 4 |
| 2.2.2. Dentinin Kimyasal Yapısı | 6 |
| 2.2.3. Dentinin Fiziksel Özellikleri | 6 |
| 2.3. Dentin Adezyonu ve Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler | 7 |
| 2.3.1. Dentin Dokusundaki Fizyolojik ve Patolojik Değişiklikler | 8 |
| 2.3.1.1. Çürükten Etkilenmiş Dentin ve Tamir Dentini | 8 |
| 2.3.1.2. Sklerotik Dentin | 9 |
| 2.3.2. Dentine Adeziv Bağlantıyı Etkileyen Diğer Faktörler | 10 |

| | |
|---|----|
| 2.3.2.1. Smear Tabakası ve Dentinin Nemli Yapısı | 10 |
| 2.3.2.1. Islanabilirlik ve Değim Açısı | 11 |
| 2.3.2.2. Hibrit Tabakası | 11 |
| 2.3.2.3. Yüzey Pürüzlülüğü | 12 |
| 2.3.2.4. Restoratif Materyallerin Polimerizasyon Büzülmeleri | 12 |
| 2.4. Dentin Dokusunun Adeziv Bağlanmadaki Rolü Farkı ve Yüzey Pürüzlendirme Teknikleri | 13 |
| 2.4.1. Dentin Dokularını Asitle Pürüzlendirme | 14 |
| 2.4.2. Dentin Dokularını Lazerle Pürüzlendirme | 15 |
| 2.4.3. Dentin Dokularının Air Abrasyon Yöntemi İle Pürüzlendirilmesi | 17 |
| 2.5. Kompozit Rezinler | 18 |
| 2.5.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı | 18 |
| 2.5.1.1. Organik Matriks | 18 |
| 2.5.1.2. İnorganik Doldurucular | 20 |
| 2.5.1.3. Bağlayıcı Ajan (Ara Faz) | 21 |
| 2.5.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması | 21 |
| 2.5.3. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler | 25 |
| 2.5.3.1. Kompozit Rezinlerin Organik Matriks Yapısındaki Gelişmeler | 26 |

| | |
|---|----|
| 2.5.3.2. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Yapılarındaki Gelişmeler | 27 |
| 2.5.3.3. Bağlayıcı Ajanların Yapılarındaki Gelişmeler | 28 |
| 2.5.4. Bulk-Fill Kompozit Rezinler | 29 |
| 2.6. Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri | 35 |
| 2.6.1. Elastisite Modülü | 35 |
| 2.6.2. Termal Özellikler | 35 |
| 2.6.3. Yüzey Sertliği | 35 |
| 2.6.4. Yüzey Pürüzlülüğü | 36 |
| 2.6.5. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Büzülmesi | 36 |
| 2.6.6. Su Emilimi ve Çözünürlük | 37 |
| 2.7. Polimerizasyonda Kullanılan Işık Kaynakları | 37 |
| 2.7.1. Ultraviyole Işık Kaynakları | 37 |
| 2.7.2. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynakları | 38 |
| 2.7.3. Light- Emitting- Diode Işık Kaynakları | 38 |
| 2.7.4. Lazer Işık Kaynakları | 39 |
| 2.7.5. Plazma Ark Işık Kaynakları | 39 |
| 2.8. Bağlanma Dayanım Testleri | 39 |
| 2.8.1. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi | 39 |
| 2.8.2. Mikromakaslama Bağlantı Dayanım Testi | 41 |
| 2.8.3. Gerilim Bağlantı Dayanım Testi | 42 |

| | |
|--|------------|
| 2.8.4. Mikrogerilim Bağlantı Dayanım Testi | 42 |
| 2.8.5. Bükme Testi | 42 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 44 |
| 3.1. Test Materyalleri | 44 |
| 3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar | 48 |
| 3.3. Örneklerin Hazırlanması | 48 |
| 3.4. Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri | 50 |
| 3.5. Bonding Ajanın Uygulanması | 53 |
| 3.6. Kompozit Rezinlerin Uygulanması | 54 |
| 3.7. Makaslama Testi Uygulanması | 55 |
| 3.8. İstatistiksel Değerlendirme | 57 |
| 4. BULGULAR | 58 |
| 5. TARTIŞMA | 66 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER | 79 |
| 7. KAYNAKLAR | 80 |
| ÖZGEÇMİŞ | 105 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Primer, sekonder ve enfeksiyona bağlı tamir dentini

Şekil 2.2. Dental adezyonun şematik özeti

Şekil 3.1. Filtek™ Z250

Şekil 3.2. x-tra fil

Şekil 3.3. Filtek™ Bulk Fill Posterior

Şekil 3.4. Tetric® N-Ceram Bulk Fill

Şekil 3.5. Akriale gömülmüş diş örnekleri

Şekil 3.6. Silikon karbid zımpara

Şekil 3.7. Asit alt grubuna ait örnekler

Şekil 3.8. Scotchbond™ Etchant 3 ml

Şekil 3.9. Waterlase Iplus MD Turbo lazer

Şekil 3.10. Adper™ Single Bond 2

Şekil 3.11. Elipar™ S10

Şekil 3.12. Kompozit uygulanmış dentin yüzeyi

Şekil 3.13. Etüv cihazı

Şekil 3.14. Autograph AGS-X

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Tablo 2.2. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Tablo 2.3. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve özellikleri

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 3.3. Çalışma için oluşturulan gruplar ve yüzey işleme teknikleri

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan adeziv bonding sistem

Tablo 4.1. Asit işleme uygulanmış örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

Tablo 4.2. Lazer işleme uygulanmış örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

Tablo 4.3. Kontrol grubu örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

Tablo 4.4. Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları

Tablo 4.5. İki Yönlü Varyans Analizi ve Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 4.1. Yüzey uygulama tekniklerine göre kompozitlere ait grafikler (Ortalama ve %95 güven aralıkları)

Grafik 4.2. Yüzey uygulama tekniklerine göre kompozitlere ait grafikler (Ortalama \pm standart sapma)

Grafik 4.3. Her kompozit için yüzey işleme tekniklerine ait grafikler (Ortalama ve %95 güven aralıkları)

Grafik 4.4. Her kompozit için yüzey işleme tekniklerine ait grafikler (Ortalama \pm standart sapma)



SİMGELER ve KISALTMALAR

| | |
|---------------------------|------------------------------------|
| Mpa | : Megapaskal |
| GPa | : Gigapaskal |
| SEM | : Taramalı elektron mikroskobu |
| M | : Molarite |
| N | : Newton |
| \approx | : Yaklaşık işareti |
| \pm | : artı, eksi işareti |
| $^{\circ}\text{C}$ | : Derece Santigrat |
| p | : İstatistiksel anlamlılık düzeyi |
| g | : Gram |
| sn | : Saniye |
| J/cm^2 | : Joule / santimetrekare |
| μ | : Mikron |
| $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ | : Mikrogram / milimetreküp |
| μm | : Mikrometre |
| mg | : Miligram |
| mJ/cm^2 | : Milijoule / santimetrekare |
| ml | : Mililitre |
| mm | : Milimetre |
| mm^2 | : Milimetrekare |
| mW/cm^2 | : Miliwatt / santimetre kare |
| nm | : Nanometre |
| AFM | : İlave fragmentasyon monomeri |
| Bis-EMA | : Etoksile bisfenol A dimetakrilat |

| | |
|--------------------------------|--|
| Bis-GMA | : Bisfenol A glisidil metakrilat |
| Bis-MPEPP | : 2,2 bis[4-metakriloksi polietoksi]fenil]propan |
| DDDMA | : 1, 12-dodekandiol dimetakrilat |
| DMAEMA | : Dimetilaminoetil metakrilat |
| EGDMA | : Etilenglikol dimetakrilat |
| MDTMS | : 10-(metakriloksi)desiltrimetoksisilan |
| MPS | : 3-metakriloksipropilmetoksisilan |
| MPTMS | : 3-merkaptopropiltrimetoksisilan |
| MPTS | : 10-metakriloksipropilmetoksisilan |
| OTMS | : Oktiltrimetoksisilan |
| TCB | : Bis-2-hidroksietil metakrilat |
| TEGDMA | : Trietilen glikol dimetakrilat |
| TMPTMA | : Trimetilolpropan trimetakrilat |
| TTCP | : Tetrakalsiyum fosfat |
| UDMA | : Üretan dimetakrilat |
| UDMS | : Üretan dimetakrilat silan |
| g-MPTS | : Gamma-metakriloksipropiltrimetoksisilan |
| Al ₂ O ₃ | : Alüminyum oksit |
| SiO ₂ | : Silisyum dioksit |
| YbF ₃ | : Ytterbium trifluoride |
| CQ | : Kamforkinon |
| ISO | : Uluslararası Standartlar Teşkilatı |
| LED | : Işık yayan diyotlar |
| PAC | : Plazma Ark |
| QTH | : Kuartz-tungsten-halojen |
| UV | : Ultraviyole |

1. GİRİŞ

Diş tedavilerinde rezin esaslı kompozitler günümüzde en çok kullanılan restoratif tedavi materyalleridir. Diş renginde olmaları, amalgam materyali gibi civa içermemeleri, ısı iletkenliklerinin düşük olması, diş dokularına mikromekanik bağlanabilmeleri, diş dokularına biyolojik olarak uyumluluğu gibi birçok neden kompozit rezinleri tercih nedeni yapmıştır (Gladwin ve Bagby, 2009).

Ancak kompozit rezinler polimerizasyon reaksiyonu sonrasında hacimsel bir küçülme gösterirler. Buna polimerizasyon büzülmesi adı verilir (Ferracane, 2005). Kompozit rezinlerde klinik başarıyı olumsuz etkileyen polimerizasyon büzülme stresinin sonuçlarını azaltmak amacıyla günümüze tabakalama tekniği kullanımı tercih edilmektedir (Park ve ark., 2008). Fakat tabakalama tekniği klinik olarak uygulaması zahmetli bir tekniktir. Bu uygulama hem tedavi süresini arttırmakta hem de uygulama esnasında tabakaların tükürük veya yabancı maddelerle kontamine olmasına neden olabilmektedir (Sarret, 2005).

Üretici firmalar geleneksel kompozit rezin materyallerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmak için kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini azaltıp uygulama kalınlıklarını arttırmak için çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalar sonucu, tek tabakada 4 veya 5 mm (milimetre) kalınlığa kadar uygulanabilen bulk-fill kompozit rezinleri geliştirmişlerdir.

Kompozit rezinlerin diş dokularına bağlanabilmeleri için mikromekanik bağlantı oluşturması gerekmektedir (Dayangaç, 2011a). Bu mikromekanik bağlanmayı arttırmak için diş dokularının bağlanan yüzey alanının da artırılması gerekmektedir. Bu işlem için günümüzde en çok fosforik asit ile pürüzlendirme işlemi kullanılmaktadır. Ancak diş yüzeylerine asit uygulama işleminin, kavite yüzeyinin pulpaya yakınlığına bağlı olarak hassasiyet oluşturma ihtimali vardır (Yousaf, 2014). Asit uygulamalarının olumsuzlukları nedeniyle zaman içerisinde yüzey işleme teknikleri araştırılmaya başlanmıştır.

Diş sert dokularının lazerle pürüzlendirilmesinin pulpada irritasyon oluşturmaması (pulpada minimum düzeyde ısı artışı) önemli bir avantajdır (Kilinc ve

ark., 2009). Ayrıca çalışılacak alanın dışındaki dokuların korunması ve kontrolü aside göre daha kolaydır (Berk ve ark., 2008).

Er, Cr: YSGG lazerler diş sert dokularının yüzey özelliklerinin değiştirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu lazerlerin diğer lazerlere göre avantajı su molekülleri tarafından en st düzeyde absorbe olarak daha hızlı diş sert dokularını uzaklaştırabilmesidir (Hossain ve ark., 1999). Ayrıca Er,Cr:YSGG lazerlerin yeni üretilen turbo başlık (Waterlase MD Turbo, Biolase) sayesinde uygulama yüzey alanı arttırılarak klinik çalışma süresi azaltılmıştır (Olivi M ve Olivi G, 2015).

Bu çalışmada, farklı yüzey işleme teknikleri uygulanmış diş dokularına uygulanan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler ile geleneksel kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Adeziv Diş Hekimliği

Restoratif diş hekimliğinde adezyon kavramı, bireylerin estetik beklentilerinin artması ve minimal invaziv girişimlerin daha tercih edilir hale gelmesi ile geçmişte olduğundan çok daha önemli bir yere sahiptir. Bir restoratif tedavinin başarılı olabilmesi için, materyalin fiziksel, kimyasal, biyolojik özelliklerinin iyi olması kadar, diş sert dokularına bağlanma dayanımının da güçlü olması gerekmektedir. Diş yüzeyinin asitle pürüzlendirme yönteminin yaygınlaşması ve mine/dentin bonding sistemlerinin gelişmesiyle, günümüzde adeziv diş hekimliği adı altında minimal invaziv tedavilerin uygulandığı bir kavram meydana gelmiştir (Dayangaç, 2011a).

Temel kimya biliminde bir maddenin başka bir madde üzerine eklenme süreci olarak anlatılan adezyon, diş hekimliğinde iki farklı molekül arasında oluşan çekim kuvvetine denir (Dayangaç 2011a, Van Meerbeek ve ark., 2003). Aynı yapıdaki moleküller arasında gözlenen çekim kuvvetine ise kohezyon adı verilir. (Dayangaç, 2011a). Adezyonu; yani iki farklı molekül arasında bağlanma kuvveti oluşturan materyale adeziv, adeziv madde tarafından birbirine bağlanan materyallere ise aderent adı verilmektedir. Bu tanımlama ışığında adeziv diş hekimliğinde diş sert dokuları ve bu yüzeylere uygulanan restoratif materyaller aderent, mine/dentin bağlayıcı sistemleri ise adezivdir (Dayangaç, 2011a). İdeal bir bağlanmanın gerçekleşebilmesi için, yüzeyler arasında tam bir temas hali bulunması gerekir (Cagle, 1973).

Adezyon, eğer adeziv materyalin aderent yüzeyler üzerindeki girinti ve çıkıntılara nüfuz etmesi sonucu oluşuyorsa mekanik adezyon diye adlandırılır. Eğer adeziv ile aderent arasında kimyasal bir etkileşim sonucu bağ oluşuyorsa bu adsorpsiyon adezyonudur (Dayangaç, 2011a). Wan der Waals kuvvetleri özellikle suyun varlığında etkisini gösterir (Baier, 1992). Hareketli moleküller arasında oluşan bağlanmaya difüzyon adezyonu adı verilir. Eğer bağlanan yüzeylerden biri metal ise yüzeyler arasında oluşan elektrostatik etkileşim sonucu meydana gelen ve oldukça zayıf olan bağlanma türüne ise elektrostatik adezyon denir (Dayangaç, 2011a).

2.2. Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin, odontoblast hücrelerinin salgıladığı kollajen matriks yapısının mineralizasyonu ile oluşan diş sert dokusudur. Dişlerin kron kısımlarında mine ile kök kısımlarında ise sement ile örtülüdür. Dentin hacimsel olarak dişin en büyük kısmını oluşturur (Nakabayashi ve Pashley, 1998).

2.2.1. Dentinin Histolojik Yapısı

Dentin ile pulpa dokusu arasında pre-dentin adında henüz mineralize olmamış kollajen liflerden oluşan bir yapı bulunmaktadır (Brannström, 1982).

Odontoblast hücreleri tarafından ilk yapılan dentine primer dentin denir. Primer dentinin üretiminden sonra, dişin yaşamı süresince daha yavaş ve devamlı olarak sekonder dentin üretilir. Dentin kanallı bir yapıya sahiptir ve bu kanallar içerisinde odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları olan Tomes fibrilleri bulunur. Bu liflerden arta kalan boşluğu dentin lenfi doldurur. Patolojik durumlar hariç dentin kanallarında kan damarı ve hücre bulunmaz. Bazı patolojik durumlarda lökositlerin kanallar içerisine girdikleri görülmüştür. (Szabo ve ark, 1984, Thomas, 1984).

Dentin kanallarının iç kısmı intertübüler dentin ile dış kısmı ise peritübüler dentin ile çevrilidir. Peritübüler dentin, intertübüler dentine nazaran %40 daha mineralize bir yapıdadır (Garberoglio ve Brannström, 1976). Peritübüler dentin birbirinden farklı oranda mineralize olmuş üç tabakadan oluşmaktadır. Peritübüler dentin yapısı, dentinin pulpal dokulara bakan kısmında yaklaşık 44 nm (nanometre), mine-dentin sınırına yakın kısımda ise 750 nm kalınlığındadır ve intertübüler dentinden keskin bir sınırla ayrılmıştır (Torneck, 1989).

İntertübüler dentinin organik matriksinde peritübüler dentine oranla daha büyük olan 50-200 µm (mikrometre) kollajen lifler bulunur ve bu lifler kanalların çevresini 8 rakamı şeklinde sararlar (Ten Cate, 1995). Apatit kristalleri bu kollajen lifleri arasına yerleşmiştir (Torneck, 1989).

Dentin kanalları ilk dentin oluşumu sırasında birbirlerine oldukça yakın seyredirler. Şekilleri tersine konik yapıdadır. Çapları mine-dentin sınırında 0,5-0,9

μm , pulpaya yakın kısımda ise 2-3 μm çapındadır. Yaşlanmaya birlikte kanal çapı daralır; gençlerde kanal çapı ortalama 3,3 μm iken yaşlılarda 1,2 μm olur (Garberoglio ve Brannstrom, 1976).

Dentin kanallarının sayısı ve çapı pulpadan mine-dentin sınırına doğru azalır. Dentin kanallarının sayısı pulpa dokusuna yakın kısımda 45-60000/ mm^2 (milimetre kare) iken, mine-dentin sınırında 15-20000/ mm^2 'dir (Marshall, 1993).

Heymann ve Bayne (1993) pulpaya bakan dentin yüzeyinin %28'inin, mineye bakan dentin yüzeyinin ise %4'ünün kanal içerdiğini bildirmişlerdir. Kanallar etrafındaki ince dallar aracılığıyla komşu kanallarla bağlantı (anastomoz) yaparlar (Grayson, 1993).

Primer dentinin üretiminin tamamlanması sonrasında pulpa canlı kaldığı sürece daha yavaş bir şekilde dentin üretmeye devam eder. Bu dentine sekonder dentin adı verilir. Dişin yaşamı boyunca operatif işlemler, diş çürüğü, travma gibi dış uyaranlar ile odontoblast hücreleri uyarılır. Bu uyarılar sonucunda odontoblast hücreleri farklılaşarak sekonder dentinden daha düzensiz olan tersiyer (tamir) dentini üretirler. Tersiyer dentin üretimi sırasında bazı odontoblastlar dentin dokusu içerisinde kalarak yaşamını yitirirler. Bu kısımlar mikroskop altında karanlık şekilde görülür ve ölü alanlar olarak adlandırılırlar. Bu ölü alanların sayısında yaşa bağlı olarak artış görülmektedir (Scott ve Symons, 1974).

Dişte yaşlanma ile peritübüler dentinde mine-dentin sınırından pulpaya doğru kalsifikasyona bağlı olarak genişleme görülür. Bu dokuya sklerotik dentin adı verilir. Sklerotik dentin, diğer dentin türlerinden daha fazla mineralizedir. Buna bağlı olarak dişte uyaranlara karşı oluşan hassasiyet yaşlanmayla birlikte azalır, diş daha dayanıklı hale gelir (Scott ve Symons, 1974).

Dentini daha ayrıntılı inceleyecek olursak, hacminin %50'si karbonlaşmış nanokristal formunda kristal apatit ve %30'u tip 1 kollajenden oluştuğu görülür. Kollajen lifler, rastgele yerleşik düzlemde dentin formuna dik olacak şekilde bulunur. Kollajen liflerinin çapı yaklaşık olarak 50-100 nm'dir (Jones ve Boyde, 1984). Kollajen yapı, intrafibriller ve ektrafibriller olmak üzere iki bölümden meydana gelir. Fibriller

yapının mineralize kısmının yaklaşık %70-75'i ektrafibriller alanda bulunur (Bonar ve ark, 1985).

2.2.2. Dentinin Kimyasal Yapısı

Dentinin kimyasal yapısını %70 inorganik moleküller, %18 organik moleküller ve %12'sini de su molekülleri oluşturur. Dentin dokusunun içerisindeki su moleküllerinin yoğunluğu, derinliğe göre değişebilir, farklı tür dokuların olduğu bölgelerde farklı miktarlarda su molekülü bulunabilir. Dentin dokusu içerisindeki suyun büyük bir kısmı dentin kanalları içerisinde yer aldığı için, en yüksek su yoğunluğu derin dentin dokularında, en düşük yoğunluk ise mine-dentin sınırında gözlenir (Nakabayashi ve Pashley, 1998).

İnorganik yapı kalsiyum hidroksi apatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) moleküllerinden, organik yapı ise çoğunlukla tip I kollajen liflerinden oluşmaktadır (Zavala-Alonso ve ark, 2011). Organik yapının az bir kısmını ise tip V kollajen ve kollajen dışı proteinler olan fosfoproteinler, glikoproteinler, protoglikanlar, glikozaminoglikanlar, γ -karboksiglutamat içeren proteinler ve bazı plazma proteinleri oluşturur. Kollajen fibriller hidroksi apatit kristalleri içerisinde gömülü halde bulunur ve dentin tübülleri arasındaki alanları doldururlar (Sundaram ve ark, 2004).

Dentinde yüzeyden derine doğru inildikçe birim hacme düşen kollajen miktarı azalır. Bunun sebebi ise derin dentinin yüzeyel dentine göre daha geniş kanal çapına sahip olmasıdır. Böylelikle derin dentin yüzeyel dentine göre daha az intertübüler kollajen içerir. Dentin dokusundaki bu organik ve inorganik yapıların oranları özellikle kişiden kişiye, yaşa, diş üzerindeki lokalizasyona göre değişir. Tüm bu yapısal özellikler adeziv sistemlerin etkinliği üzerine etkili faktörlerdir (Pashley, 1991).

2.2.3. Dentinin Fiziksel Özellikleri

Dentin genellikle açık sarı renklidir ancak bireyden bireye renk farklılıkları görülebilir. Mineye oranla daha opaktır. Mine dokuları kadar sert ve kırılabilir değildir, kuvvet altında şekil değiştirebilir. Yapısı kemik dokularına benzer ancak kemik dokularından daha mineralizedir (Torneck, 1989).

Dentinin sertliği, mine-dentin sınırından pulpa dokusuna doğru azalır. Knoop sertlik dereceleri (KHN) sırasıyla dentin için 68, mine için 343'tür (Pashley, 1985).

Dentin dokusuna ait elastisite modülleri; peritübüler dentin için 29,8 GPa (gigapaskal) intertübüler dentin için 17,7 GPa olarak bildirilmiştir (Nakabayashi ve Pashley, 1998). Nemli demineralize dentin matriksin elastisite modülü 5 MPa (megapaskal) olarak ölçülmüştür. Bu değer mineralize dentinin elastisite modülünden 1000 kat daha azdır (Nakabayashi ve ark., 1992).

Dentin mineye oranla permeabilitesi daha yüksek, yani daha geçirgen bir dokudur. Günümüz adeziv sistemleri, rezin materyalinin diş dokularına penetrasyonuna ve infiltrasyonuna bağlı olduğundan geçirgenlik restoratif tedavilerde oldukça önemli bir konudur. Resin materyali, dentin kanalları içerisine resin taglar oluşturacak şekilde nüfuz eder. Bu dentin kanalları içerisine akıcı bir materyalin nüfuz ederek yerleşmesine *Transdental Penetrasyon* denir (Pashley ve Carvalho, 1997). Ancak eğer rezinin peritübüler dentine penetre olarak gerçek bir bağ yapması söz konusuysa o zaman klinik koşullar altında rezinin intertübüler dentine penetrasyonu, yani diğer bir deyişle intertübüler dentinin geçirgenliği söz konusudur. Buna *Intradental Penetrasyon* da denilebilir (Pashley ve Carvalho, 1997).

2.3. Dentin Adezyonu ve Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler

Restoratif diş hekimliğine adezyon kavramının girmesi ile pek çok yeni teknik ve tedavi şekli uygulanır hale gelmiştir. Ancak bütün bu ilerlemeye rağmen restoratif materyallerin dentin dokularına bağlanması hususunda hala birtakım zorluklar mevcuttur (Asmussen, 1985). Adeziv materyaller dentin ile hem kimyasal hem de fiziksel bağ oluşturabilir. Dentin dokusuna bağlanmada esas aynı mine dokularına bağlanmada olduğu gibi mikromekanik adezyondur (Baier, 1992). Bu bağlantı mekanizmasının asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinde ağığa çıkan kollajen liflerinin arasına adeziv monomerlerin nüfuz etmesi sonucu oluştuğu düşünölmektedir (Tay ve Pashley, 2001).

Adeziv materyal bağlanacağı yüzey üzerinde ne kadar iyi yayılabiliyorsa bağlantı başarısı o kadar artar. Yüzeylerin yabancı maddeler ile kontaminasyonu ıslanabilirliğini ve bağlanma kalitesini azaltmaktadır (Bayne ve Thompson, 2011).

Dentin dokularına bağlantının dayanıklılığı pek çok faktöre bağlıdır. Bunlar dentin dokusunun düzenli olmayan yüzey yapısı, uygulama esnasında oluşan kontaminasyonlar, dentin kanalları içerisinde bağlantının aksi yönünde kuvvet oluşturan pulpal basınç ve smear tabakası ile adeziv materyalin kimyasal ve fiziksel özellikleri dentin dokularına bağlantıyı etkileyen başlıca unsurlardır (Schwartz ve ark., 1996).

2.3.1. Dentin Dokusundaki Fizyolojik ve Patolojik Değişiklikler

Tüm diğer canlı dokularda olduğu gibi, dentin dokusunda da hayat boyu fizyolojik ve patolojik değişiklikler gözlenir. Dentin dokusunda gözlenen başlıca fizyolojik değişiklik sklerotik dentin oluşumudur (James ve ark., 2006). Dentin dokularının başlıca patolojisi ise diş çürüğüdür. Diş çürüğünden etkilenmiş dentinde bakteriyel kaynaklı asit ataklarına karşı koyabilmek için dentin tübülleri içerisinde çok miktarda aside dayanıklı inorganik yapılar oluşur. Böylelikle geçirgenlik azalır, asit ve bakteri ürünlerinin pulpayı etkilemesi önlenir (James ve ark., 2006).

2.3.1.1. Çürükten Etkilenmiş Dentin ve Tamir Dentini

Reperatif dentin veya tamir dentini; dişin fizyolojik seyri dışında gelişen, diş etkenlere karşı üretilen dentindir. Bu etkenler birkaç şekilde oluşabilir.

Kimyasal Etkenler: Temel kaynağı asittir. Bakteriyel, yiyecek ve dental uygulama kaynaklı ortaya çıkan asit dentin dokusunu etkileyebilmektedir (Cox ve ark., 1992).

Mekanik Etkenler: Diş dokularının normalden fazla mekanik travmaya maruz kalması ile oluşur. Bunlar erken okluzal temaslar, diş preperasyonu sırasında oluşan mekanik etki, yabancı cisimler gibi etkenlerdir. Travmaya bağlı olarak odontoblast hücreleri hızlı bir şekilde dentin dokusu üretmeye başlar. Bu dentin dokusu, fizyolojik dentine kıyasla daha düzensiz yapıdadır. Bu tip dentin dokusu içerisinde az ve düzensiz şekilde sıralanmış kanal yapıları izlenir (Grayson, 1993).



Şekil 2.1. Primer, sekonder ve enfeksiyona bağlı tamir dentini (Summitt ve ark., 2002).

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmalarında adeziv madde ile çürükten etkilenmiş dentin dokusu arasında sağlam dentin dokuları ile kurulduğundan daha güçlü bir bağlantı olduğu gözlenmiştir (Yoshiyama ve ark., 2000).

2.3.1.2. Sklerotik Dentin

Diş dokularına tesir eden az şiddetli ancak uzun süreli asit atakları ve aşındırıcı etkiler nedeniyle pulpal dentin dokusunda hipermineralizasyon gözlenir. Dentin tübülleri içerisinde organik yapı azalırken, peritübüler dentinde kalınlık artışı gözlenir. Yeni oluşan bu dentin türüne sklerotik dentin adı verilir (Meurman ve ten Cate, 1996). Sklerotik dentine bağlanma kuvvetinin yapısında gözlenen bu değişiklikler nedeniyle daha zayıf olduğu söylenmektedir (Duke ve Lindemuth, 1991). Sklerotik dentinde oluşan zayıf bağlantının, dentin tübüllerinin kalsiyum fosfat kristalleri ile dolması sonucu adeziv materyalin diş dokusuna nüfuz etmesinin engellemesi ve bu hipermineralize dentinin asit gibi yüzey işleme tekniklerine karşı daha dirençli bir yapıya sahip olması nedeniyle olduğu düşünülmektedir (Kwong ve ark., 2002).

Hipermineralize dentin dokusundaki ince rezin tag formasyonu SEM (taramalı elektron mikroskobu) ile de tespit edilmiş, normal dentine oranla daha zayıf bağlantılar olduğu gözlenmiştir (Perdigao ve ark., 1994).

2.3.2. Dentine Adeziv Bağlantıyı Etkileyen Diğer Faktörler

2.3.2.1. Smear Tabakası ve Dentinin Nemli Yapısı

Diş sert dokuları üzerinde yapılan kavite preparasyonları esnasında, diş yüzeylerinde doku artıklarının çökmesi ve bu artıklar içerisine kan, tükürük ve bakteri ürünlerinin dahil olması ile smear tabakası oluşur. Kalınlığı ve morfolojisi kavite preparasyon tekniğine göre değişebildiği gibi genellikle 0,5-5 µm arasındadır (Dayangaç, 2011a).

Diş yüzeyleri üzerinde istenmeden oluşan bu tabakanın bağlantıya etkileri olumsuzdur. Smear artıkları dentin tübüllerini tıkar ve dentinin geçirgenliğini azaltır (Schwartz, 1996). Dentinin yüzey enerjisini de düşürerek diş dokularının ıslanılabilirliğini azaltır (Dayangaç, 2011a). Total-etch adeziv sistemlerde smear tabakası asit tarafından tamamen uzaklaştırılır ve bağlantı kuvveti artırılır (Pashley ve ark., 1997). Self-etch adeziv sistemler ise smear tabakasını modifiye ederek pulpa üzerinde bakteriyel geçişi önleyen bir bariyer oluşmasını sağlar (Van Meerbeek ve ark., 1998).

Dentin dokularının nemli yapısı da bağlantı için önemlidir. Tübüllerin uzunluğu, çapı, dentin sıvısının viskozitesi, dentin sıvısında çözünen maddelerin moleküler hacmi, difüzyon için elde edilen yüzey, tübüllerin açıklığı ve pulpal sirkülasyon ile maddelerin uzaklaştırılma oranı internal dentinal ıslaklığı etkileyen faktörlerdendir (Schwartz, 1996).

Demineralize dentin dokularının büzülmesini engelleyen şey, kollajen fibrilleri arasındaki boşlukların su ile dolu olmasıdır. Bu bölgelerde eğer su kaybı ile çökme ve büzülme meydana gelirse, rezin monomerleri demineralize dentin dokusu içerisine difüze olamazlar. Bu durum özellikle fibril ağı çok fazla büzülürse gözlenir ve bağlantıyı olumsuz yönde etkiler (Pashley, 1994).

Adezyonu etkileyen diğerk bir faktör de tübüllerden sızan dentin sıvısıdır. Bu sıvı, adeziv materyal ile adezyon alanı için rekabet halindedir. Eksternal dentinal ıslaklığın ya da çevre neminin de dentine bağlanma dayanımını negatif etkilediği gösterilmiştir (Schwartz, 1996).

2.3.2.2. Islanabilirlik ve Değim Açısı

Diş dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlantının kuvvetli olabilmesi için adeziv maddenin aderent yüzey üzerinde iyi bir şekilde yayılması başka bir deyişle yüzeyi iyi ıslatabilmesi gerekmektedir. Bağlantının gücü bu ilişki ile doğru orantılıdır. İyi bir bağlantı için adezivin kritik yüzey gerilim değeri, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit ya da ondan daha az olmalıdır (Dayangaç, 2011a).

Yüzeyin ıslatılması esası yüzey üzerindeki damlanın değim açısına dayanmaktadır. Aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açı 'kontakt açısı' ya da 'değim açısı' olarak ifade edilir. Uygun bir yayılım için değim açısının sıfıra yakın bir derecede olması gerekmektedir (Phillips, 1991). Ayrıca penetrasyonun artışı için adezivin düşük vizkoziteli olması gerekmektedir (Schwartz ve ark., 1996; Dayangaç, 2011a).

Düşük değim açısı oluşabilmesi temiz ve yüksek yüzey enerjili aderent yapılar şarttır. Asit uygulanmış mine de bu özelliklere sahiptir. Ancak dentin kollajeni düşük yüzey enerjisine sahiptir (Baier, 1992). Dentin üzerine yüzey enerjisini arttırıcı materyaller uygulanmasıyla nemli dentinin monomerler tarafından iyi ıslatılabilmesi mümkün olur (Marshall ve ark., 2010).

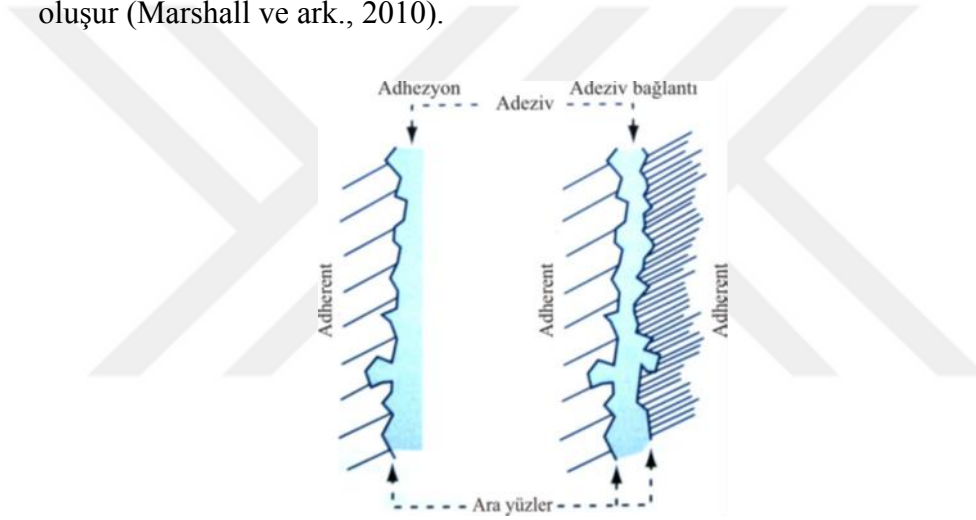
2.3.2.3. Hibrit Tabakası

Dentin yüzeyinin yüzey işleme teknikleri ile demineralizasyonunun ardından açığa çıkan kollajen fibril ağına adeziv rezin monomerleri difüze olur ve eriyen hidroksiapatit kristallerinin yerini alarak kollajen fibrillerinin etrafını sarar ve mikromekanik bir bağlantı sağlar. Yeni oluşan aside dirençli rezin ve fibril içerikli bu yapıya hibrit tabakası denilir (Schwartz ve ark., 1996; Alaçam, 2000).

Kompozit rezin ve dentin arasında orta dereceli elastisite modülüne sahip bu tabaka elastik yapısı gereği bağlantı yüzeyinde oluşan stresleri azaltarak, bağlantının korunmasını ve marjinal bütünlüğün kalıcılığını sağlar (Van Meerbeek ve ark., 1993; Uno ve Finger, 1995; Moszner ve ark., 2005). Hibrit tabakasının kalınlığından ziyade kalitesi önemlidir (Nakajima ve ark., 1999; Say ve ark., 2003).

2.3.2.4. Yüzey Pürüzlülüğü

Adeziv ile aderent yüzeyler arasındaki bağlantıyı arttıran bir etken de aderent yüzeylerin pürüzlü yapısıdır. Pürüzlü yapı ne kadar artarsa adeziv ve aderent arasındaki temas eden yüzey alanı artar ve mikro düzeyde çok sayıda mekanik bağlantı oluşur (Marshall ve ark., 2010).



Şekil 2.2. Dental adezyonun şematik özeti (Robertson ve ark., 2006).

2.3.2.5. Restoratif Materyallerin Polimerizasyon Büzölmeleri

“Polimer” kelimesi yunanca “poli” (çok) ve “meros” (parça) kelimelerinin birleşimidir ve “monomer” (mono=tek) denilen küçük moleküllerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan çok uzun zincirli moleküllerdir. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci “polimerizasyon” olarak adlandırılmaktadır (McCable ve Walls, 1998).

Diğer tüm polimerlerde olduğu gibi kompozit rezinlerde de polimer zincirindeki düzenleniş biçiminden kaynaklı %1,5 ila %3 arası büzölme gözlenir (Dayangaç, 2011b).

Polimerizasyon esnasında büzülen kompozit rezinlerin bzlme miktarı içeriğindeki inorganik doldurucu oranı ile ilişkilidir (Perdigao ve Swift, 2011).

Elastisite modülü malzemenin kuvvet altında Şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. (Perdigao ve Swift, 2011). Yüksek elastisite modülüne sahip kompozit rezinler ile yapılan restorasyonlarda polimerizasyon sırasında daha fazla stres oluşur. Oluşan kuvvetler kompozit rezin ve diş dokusu arasındaki adeziv yzeyeye iletilirler. Sonuçta bu arayüzde mikro çatlaklar oluşur ve zamanla mikrosızıntı meydana gelir. Bu durum da bağlantının zayıflamasına neden olur. Ancak son zamanlarda geliştirilen adeziv sistemlerle bu olumsuzluklar azaltılmaya çalışılmaktadır (Browning ve ark., 1999). Ayrıca derin kavitelerde restorasyon sürecini hızlandırmak ve tabakalama tekniğinden kaynaklı problemlerin üstesinden gelmek için üretici firmalar kütlesel olarak yerleştirilebilen, tek seferde 4 veya 5 mm'ye kadar yeterli polimerizasyonun elde edilebileceğini iddia ettikleri yeni rezin esaslı bulk-fill kompozitleri piyasaya sürmüşlerdir (Ilie ve ark., 2013a).

2.4. Dentin Dokusunun Adeziv Bağlanmadaki Rolü ve Farklı Yüzey Pürüzlendirme Teknikleri

Dentin dokuları ile restoratif materyaller arasında pek çok türde adezyon Şekli var olsa da, asıl bağlantı mikromekanik adezyon ile sağlanır. Mikromekanik bağlanma pürüzlü dentin yüzeyine rezin monomerlerin nüfuz edip polimerleşmesiyle meydana gelir. Difüzyon adezyonu rezin monomerlerin dentin tübüllerine penetre olması ile oluşan rezin taglar ile sağlanır. Dentin dokuları ve adeziv materyaller arasında oluşan kimyasal bağlar ile sağlanan adezyona ise absorbsiyon adezyonu adı verilir (Dayangaç, 2011a).

Dentin dokusuna adezyon mine dokusuna göre çok daha farklıdır. Dentin, çapları pulpadan dentin-mine sınırına doğru daralan ve ileri dentin sıvısıyla dolu olan tübüller içerir. Bu tübüller sayesinde dentin yüzeyi daima nemlidir. Dentin dokularına bağlanacak adeziv materyalin bu nemli yzeyeye yayılıp penetre olabilmesi gerekir (Sundram ve ark., 2004). Ayrıca rk temizleme işlemleri sonrasında dentin yüzeyinde smear tabakası oluşur. Dentine uygulanan adeziv sistemin bu smear tabakasını uzaklaştırması ya da çözmesi, veyahut modifiye ederek adeziv bağlantıya dahil etmesi gerekmektedir (Watson ve Bartlett, 1994).

Diş dokularındaki mikromekanik bağlanmayı arttırabilmek adına Buonocore tarafından 1955 yılında mine dokularını asitle pürüzlendirme tekniği geliştirilmiştir. Bu gelişme adeziv diş hekimliğine yeni bir boyut kazandırmıştır. Asitle pürüzlendirme tekniğinin klinik sonuçlardaki başarısı bu tekniği adeziv diş hekimliğinin rutin uygulamaları arasına sokmuştur (Dayangaç, 2011a).

Uzun yıllar dentin dokularının asitlenmesinden, pulpada oluşabilecek yan etkileri nedeniyle uzak durulmuştur. Sonraki yıllarda farklı tür ve konsantrasyonlardaki asitler dentin yüzeyine uygulanarak klinik araştırmalar yapılmış ve uygun konsantrasyonlardaki asidin doğru teknikler ile dentin yüzeyine uygulanmasının pulpa dokularına zararlı etkiler oluşturmadığı sonucuna varılmıştır (Dayangaç, 2011a).

2.4.1. Dentin Dokularını Asitle Pürüzlendirme

Dentin dokularının asitlenme fikri Fusayama tarafından ortaya atılmıştır (Çehreli ve ark., 2006). Dentin dokularına asit uygulanmasındaki amaç, dentin dokusunu demineralize ederek yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktır (Dayangaç, 2011a). Bu uygulama sırasında intertübüler dentin yüzeyinde demineralizasyonlar oluşur ve intertübüler kollajenden hidroksiapatitin uzaklaştırılmasıyla doku içerisinde boşluklar meydana gelir ve artan mikropöröziteyle uygulanacak adezivin tutuculuğu artmış olur. Ayrıca dentin dokusu üzerine uygulanan asidin smear tabakasını uzaklaştırdığı ve bu nedenle bağlantı gücünü arttırdığı bildirilmiştir (Pashley ve Carvalho, 1997).

Nakabayashi ve ark. 1982'de dentin dokuları üzerinde demir klorid içeren sitrik asit kullanmışlardır. Araştırmacılar, dentin dokusu ve bu dokunun yüzeyinde oluşan hibrit tabakanın adeziv materyal ile iyi bir bağlanma oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Munksgaard ve Asmussen (1984) dentin yüzeyine 0.5 M (molarite) etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) uygulandıktan sonra 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve glutraldehitin sulu çözeltisinin uygulanmasını önermişlerdir.

Asmussen ve Bowen 1987'de glisin içeren pirüvik asidin dentin ve minede smear tabakasını uzaklaştırdığını bildirmişlerdir.

Chigira ve ark. (1989) HEMA'dan sentez edilmiş maleik asit, HEMA'dan sentez edilmiş süksinik asit, HEMA ya da gliseril metakrilattan sentez edilmiş 2- metakriloksi etil fenil hidrojen fosfatın (Phenyl-P) da smear tabakasını ortadan kaldırdığını bildirmişlerdir.

Kanca, %10'luk fosforik asidin, bifenildimetakrilat (BPDM) primer bileşimi ile daha etkili olduğunu öne sürmüştür (Kanca, 1992).

2.4.2. Dentin Dokularını Lazerle Pürüzlendirme

Lazer; "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş ve 'ışığın uyarılarak güçlendirilmesi' veya bir başka şekilde "hızlandırılmış ve yoğunlaştırılmış yüksek enerji taşıyan ışık demeti" anlamına gelmektedir (Mercer, 1996). Bugün tıp alanında oldukça yaygın kullanım alanı bulunan lazer tedavileri, ABD'de FDA (*Food and Drug Administration*; Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından onaylanarak diş hekimliği pratiğinde de yerini almıştır (Kimura ve ark., 2000).

Lazerler diş hekimliğinde hem yumuşak dokuda hem de sert dokuda kullanılırlar. Sert dokularda genellikle Argon, Karbondioksit (CO₂) ve yttrium-aluminum-garnet (YAG) ve erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) lazerleri kullanılır (Coluzzi, 2000).

Lazerler kullanım alanlarına göre farklı parametrelere sahiptirler (Ishikawa ve ark., 2003). Bu parametreler :

- 1- Dalga boyu: Lazer ışınlarının dokular tarafından emiliminde en önemli parametredir.
- 2- Güç yoğunluğu: Lazerin tatbik edildiği dokunun cm²'sinde tek atımda (pulse) verdiği enerjidir. Birimi watt'dır (W). Bu alan daireseldir. Alan küçüldükçe lazerin gücü artar.
- 3- Enerji yoğunluğu: Belli bir zaman aralığında uygulanan enerji miktarıdır. Birimi Joule (J)'dür. Uygulanan yer cm² (santimetre kare) cinsinden hesaplandığı için bu alandaki güç yoğunluğu enerji yoğunluğu olarak belirlenir (J/ cm²).

4- Frekans: Lazerin saniyedeki atım sayısıdır. Birimi Hertz (Hz)'dir.

5- Atım süresi: Bir lazer atımının emisyonu için geçen süredir. Atım süresinin kısalığı lazeri güçlü kılar böylece dokunun ısınması azalmış olur.

6- Işığın çapı: Santimetre karedeki foton yoğunluğudur.

Lazer enerjisi tatbik edilen dokuda, lazerin dalga boyuna ve dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dört farklı etkileşim gözlenir. İlk olarak yansıma; yani dokuya ulaşan lazer ışığının doku üzerinde değişikliğe neden olmadan yansımasıdır. İkinci etkileşim ise emilimdir (absorpsiyon). Dokuya ulaşan lazer ışınları dokunun absorpsiyon kapasitesine, pigmentasyonuna, içerdiği su miktarına bağlı olarak absorbe edilir. Üçüncü etkileşim ise transmisyondur (geçiş). Lazer ışınlarının doku üzerinde hiçbir etki bırakmadan doku içerisinden geçmesidir. Lazer ışığının bir diğer etkileşimi ise saçılmadır. Bu etkileşim lazer enerjisini zayıflatmakta ve yararlı biyolojik etki üretmesini engellemektedir. Lazer uygulamalarında dikkat edilmesi gereken en önemli şey, lazer ışınlarının dokularda oluşturdukları ısıdır (Coluzzi, 2000).

Er,Cr:YSGG lazerin aktif maddeleri Erbiyum ve Krom ile kaplanmış İtiryum-Skandiyum-Galyum-Garnet kristalidir (Coluzzi, 2000). Lazerin gücü, 0-6 W arasında seçilebilmektedir ve atım (pulse) sayısı sabit olup 20 Hz'dir. Er,Cr:YSGG lazer cihazlarında ışın enerjisi, fiber optik sistemle taşınır, cihazın en ucunda bulunan aeratör formundaki başlık aracılığı ile dokuya iletilir. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır ve cihazda dahili hava-su spreyi bulunmaktadır. Işın demeti safir uçtan yayılırken aynı anda da hava-su soğutması olmaktadır (Eversole ve Rizoui, 1995).

Er,Cr:YSGG lazerde, lazer hidrokinetiği adı verilen ve enerjisi arttırılan su partiküllerinin dokuyu uzaklaştırdığı bir sistem kullanılmaktadır. Lazer enerjisi mine ve dentindeki hidroksil gruplarını da hedef alır ve apatit kristalindeki hidroksi grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından absorbe edilir. Mineral yapının içerisindeki su buharlaşır, hacim artışı meydana gelir ve mikropatlama oluşur. Bu esnada yüzeyde oluşan patlayıcı ablasyon miktarı 1-10 µm arasındadır (Watanabe ve ark, 1996). Böylece hedef yüzeyden mekanik ve travmatik

şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (Coluzzi, 2000). Uygulanan su ve hava pulpa dokusunu aşırı ısınmadan korumaktadır. Yapılan klinik araştırmalar pulpanın bu uygulamalar esnasında zarar görmediğini belirtmektedir (Goodis ve ark., 2004; Ana ve ark., 2007; Kılınç ve ark., 2009). Ayrıca lazer atım (pulse) sayısının azaltılması ile de pulpada oluşabilecek zararların önüne geçilebilmektedir, burada yüzey penetrasyonu az olduğu için lazerin yeterli derecede etkisi sağlanabilmektedir (Wittschier, 2004).

Er,Cr:YSGG lazerler ile, hava-su püskürtmesi birlikte kullanıldığında mine, dentin, sement ve kemikte etkili bir şekilde kesimler yapılabilmektedir (Eversole ve Rizoui, 1995). Ayrıca çürük dokunun yüksek su içeriği nedeni ile lazer ışığı öncelikle bu dokular ile etkileşime girer ve sağlam diş dokuları korunabilir (Coluzzi, 2000).

Hossain ve arkadaşları (2001) yaptıkları çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazer kullanımı sonrasında kavite yüzeylerinin pürüzlü, düzensiz olduğunu, smear tabakası oluşmadığını, dentin tübüllerinin ekspozе olduğunu, minimal termal hasar oluştuğunu bulmuşlar ve lazerin kavite preparasyonunda güvenli bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Yapılan pek çok çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin diş sert dokusu üzerinde pürüzlendirme etkinliği olduğu bildirilmiştir (Hossain ve ark., 2003; Üşümez ve Aykent, 2003; Başaran ve ark., 2007).

2.4.3. Dentin Dokularının Air Abrazyon Yöntemi İle Pürüzlendirilmesi

Diğer bir adı “kinetik kavite preperasyonu” olan air abrazyon yöntemi; diş dokuları üzerine yüksek ivmeli hava basıncı ile küçük çapta alümiyum oksit (Al_2O_3) partikülleri fırlatılarak çürük ve renklenmelerin diş dokularından uzaklaştırılmasıdır (Hatibovic-Kofman ve ark., 1998). Air abrazyon yöntemi ile diş yüzeylerine pürüzlendirme işlemi de yapılabilmektedir (Manhart ve ark., 2004). Moritz ve arkadaşları (1996) yaptıkları bir çalışmada, air abrazyon yöntemiyle aşındırma yapılan yüzeylerde ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılmasa dahi bağlantı kuvvetinin arttığını göstermiştir. Bununla birlikte bazı çalışmalarda air abrazyon yönteminin kabul edilebilir bir bağlantı kuvveti ve sızdırmazlık sağlayamadığı gösterilmiştir (Fu ve ark., 1999, Guirguis ve ark., 1999). En uygun bağlanma kuvveti ve sızdırmazlık değerleri air

abrazyon ve asit ile pürüzlendirme tekniğinin birlikte kullanılması ile elde edilmiştir (Moritz ve ark., 1996, Chan ve ark., 1999; Manhart ve ark., 2004).

2.5. Kompozit Rezinler

Kompozit terimi, değişik yapı ve özelliğe sahip iki veya daha fazla materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde fiziksel karışımı anlamına gelir. Kompozit rezin materyali diş hekimliğinde ilk olarak Bowen tarafından 1962 yılında tanımlanmıştır (Bowen, 1963). Kompozit rezinler üretildikleri ilk günden itibaren üzerinde en çok araştırma yapılan ve en çok gelişim gösteren materyal olmuştur (Dayangaç, 2011b).

Restoratif diş hekimliğinde kompozit rezin günümüzde en çok tercih edilen restorasyon materyalidir. Bunun nedenleri estetik başarısı, zaman içerisinde fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi, cıva içermemeleri, adeziv sistemler ile kullanıldığından diş dokularında gereğinden fazla aşındırma yapılmasına gerek duyulmaması olarak sıralanabilir (O'Brien, 2002; Altun, 2005).

2.5.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin materyali üç ana kısımdan oluşur. Bu kısımlara organik rezin matriks, inorganik doldurucular, bağlayıcı ajan adı verilmektedir. Organik matriks içerisinde dağınık halde bulunan inorganik doldurucuların silan esaslı bağlayıcı ajan ile organik matrikse bağlanmasıyla kompozit rezin materyali oluşur (Craig ve ark., 2000; Fortin ve Vargas, 2000).

2.5.1.1. Organik Matriks

Organik matriks, kompozit rezin materyalinin kimyasal reaksiyon sonrası sertleşip polimerize olan kısmıdır. Organik matriks içerisinde monomerler, polimerizasyon başlatıcı aktivatörler, komonomerler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörler ve renk pigmentleri bulunur (Peutzfeldt, 1997).

Günümüzde organik matriks içerisinde kullanılan en yaygın monomerler bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA)'dır (Altun, 2005). BisGMA 1962 yılında Rafael Bowen tarafından, UDMA ise 1972 yılında Foster ve Walker tarafından geliştirilmiştir (Peutzfeldt, 1997; Trushkowsky, 2003). UDMA'nın

renk değişimine karşı direnci BisGMA'ya göre daha iyidir. Ayrıca UDMA'nın viskozitesi daha düşüktür (Murchison ve ark., 2001).

BisGMA ve UDMA yüksek moleküler ağırlığa sahip materyallerdir. Bu yüksek moleküllü materyaller içerisinde az miktarda doldurucu madde gireceğinden, oldukça yüksek viskoziteye sahip, polimerizasyon sonrasında aşırı sert ve kırılğan bir yapıda materyal oluşur (Craig ve ark., 2000). Bu dezavantajları ortadan kaldırabilmek için, daha düşük viskoziteye sahip trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri kullanılır (Bayne ve ark., 1994; Söderholm ve Mariotti, 1999). Ancak bu materyallerin eklenmesiyle polimerizasyon büzülmesi oranı arttığı için sınırlı miktarda kullanılabilir (Anusavice, 2003a). Bu üç monomer dışında etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metil metakrilat (MMA), bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA), üretan tetra metakrilat (UTMA) gibi pek çok monomer türü organik faz olarak kullanılır ancak en yaygın kullanılan monomer BisGMA, UDMA ve TEGDMA'dır (Ferracane, 2006; Dayangaç 2011b).

Kompozit rezinlerde sertleşme polimerizasyon reaksiyonunun başlaması ile gerçekleşmektedir. Organik faz içerisindeki polimerizasyon reaksiyonunu başlatan, kimyasal ve fiziksel aktivasyon ile serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olan materyallere aktivatör adı verilmektedir (Ferracane, 2006; O'Brien, 2002). Fotopolimerizan rezinlerde fotobaşlatıcı ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal aktivatör sistem bulunmaktadır. Bu iki bileşen ışıkla aktive olmadığı sürece reaksiyona girmezler. Ancak, yaklaşık 468 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığında fotosensitizer uyarılır ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için amin ile etkileşime girer. En yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcı kamferokinondur ve üretim sırasında monomer karışımına % 0.2 veya daha az miktarlarda ilave edilir. Kamferokinon, dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) gibi tersiyer aminlerle birlikte kullanılmaktadır (Anusavice, 2003a).

Monomerlerin kullanım öncesinde ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla polimerize olmasını engelleyen materyallere inhibitör adı verilir. Hidrokinon gibi inhibitörler, restoratif materyallerin raf ömrünü uzatır, kimyasal stabilite sağlar (Garcia ve ark., 2006).

Ultraviyole stabilizatörler; ultraviyole ışınları absorbe ederek renk stabilitesini arttıran sistemlerdir. Ayrıca ultraviyole (UV) ışığın başlatıcı sistemde bulunan amin bileşikleri üzerindeki renklendirici etkisini engellerler. Ultraviyole stabilizatörü olarak 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon gösterilebilir (Garcia ve ark., 2006).

Kompozit rezin materyallerine diş dokusuna benzer renk ve translüenliği sağlamak amacıyla renk pigmentleri ilave edilmektedir. Renk pigmentleri çoğu zaman az miktarda metal oksit partiküllerinden oluşmaktadır (Anusavice, 2003b).

2.5.1.2. İnorganik Doldurucular

Kompozit rezin materyallerinde inorganik doldurucu olarak kuartz, koloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, çinko silikat veya lityum alüminyum silikat gibi moleküller kullanılmaktadır. İnorganik doldurucular farklı şekil ve büyüklüğe sahiptirler. Organik matriks içerisinde yayılmış olarak bulunurlar ve her biri farklı karakteristik özelliklere sahiptirler (Ferracane, 1995).

Kompozit rezin materyali içerisinde organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artar. İnorganik doldurucu partiküllerin amacı organik matriks miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek ve kompozit rezini güçlendirmektir. Ayrıca doldurucu miktarı artırılarak restoratif materyalin sertliği, basma dayanımı ve aşınma direnci de arttırılmıştır. (Anusavice, 2003b).

Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlar (Oie ve ark., 2012).

Partiküllerin büyüklüğü, şekli, türü ve miktarı kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu, ısıl genleşme katsayısı, azalır; dayanıklılık, mekanik ve fiziksel özellikler artar; çalışılabilirlik ve viskozite kontrolü sağlanır (Oie ve ark., 2012).

2.5.1.3. Bağlayıcı Ajan (Ara Faz)

Kompozit rezinlerin başarısı için, fiziksel ve kimyasal özellikleri birbirinden oldukça farklı olan matriks ve doldurucu kısımlarının birbirine iyi şekilde bağlanabilmesi gerekmektedir. Bu organik matriks fazı ile inorganik doldurucuları birbirine bağlayan materyallere bağlayıcı ajan ya da ara faz denir. Bağlayıcı ajan ne kadar kuvvetli olursa, kompozit rezinin dayanıklılığı o derece artar. En çok kullanılan bağlayıcı ajan 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (MPTS)'dir (Dayangaç., 2011b).

Organik matriks ve doldurucu partiküller arasında kuvvetli bir bağlanma olmadığında ya da bozulduğunda; kuvvet altında oluşan streslerin inorganik matriks ve inorganik doldurucular arasında etkili yayılması sağlanamayacak ve stresin çoğu rezin matriks tarafından taşınacaktır. Bu durum aşırı deformasyona, fraktüre, restorasyonun aşınmasına ve kompozit rezinin parçalanmasına yol açacaktır (Van Noort ve ark., 1991). Silan yapıdaki bağlayıcı ajanlar, inorganik doldurucuların yüzeyindeki hidroksil grupları ile reaksiyona girerken; aynı zamanda organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparlar (Dayangaç., 2011b). Ayrıca bu bağlayıcılar, kompozit rezin materyalinin su emilimini de azaltmaktadırlar (Dayangaç., 2011b).

2.5.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde diş hekimliğinde pek çok marka ve türde kompozit rezin materyali kullanılmaktadır. Kompozit rezinler, içeriğindeki inorganik partiküllerin büyüklüklerine, bu doldurucu partiküllerin ağırlık ve hacim olarak yüzdesine, kompozit rezin materyalinin polimerizasyon şekline ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir (Tablo 2.1). Bu sınıflandırma yöntemlerinden en çok kullanılanı F. Lutz ve RW. Philips (1983)'in kompozit rezinlerin içeriğindeki inorganik doldurucu partikül boyutları ve miktarını esas alarak yaptıkları sınıflandırma biçimidir (Dayangaç., 2011b).

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç'dan, 2011b)

| İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdesine göre (Ağırlıkça) | | |
|---|--|---|
| Kompozit rezinler | İnorganik partikül büyüklüğü mikrometre (μm) | İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) |
| Megafil | 50-100 μm | |
| Makrofil | 10-100 μm | % 70-80 |
| Midifil | 1-10 μm | % 70-80 |
| Minifil | 0,1- 1 μm | %75-85 |
| Mikrofil | 0,01-0,1 μm | %35-60 |
| Hibrit | 0,04-1 μm | %75-80 |
| Nanofil | 0,005-0,01 μm | |
| Polimerizasyon yöntemlerine göre | | |
| Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler Işık ile polimerize olan kompozit rezinler Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler | | |
| Viskozitelerine göre | | |
| Kondanse olabilen kompozit resinler (Packable) Akışkan kompozit rezinler (flowable) | | |

Kompozit rezinlerin partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasının nedeni, rezinlerin partikül boyutları değişikçe fiziksel özellikleri, polimerizasyon dereceleri, parlatılabilme özelliği ile polimerizasyon büzülmesi değişir (Anusavice, 2003). Bu değişen özelliklerden dolayı restoratif tedaviler sırasında hangi kompozit rezinin kullanılacağına karar verebilmek için kompozit rezin içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerin boyutunun bilinmesi gerekir (Burgess ve ark., 2002).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm olan kompozit rezinler megafil kompozit rezinler; 10 ila 100 μm arası olanlar makrofil kompozit rezinler; 1 ila 10 μm arası olan kompozit rezinler midifil kompozit rezinler olarak isimlendirilirler. Üretilen ilk kompozit rezinler makrofil kompozit rezinlerdir. Bu nedenle geleneksel veya konvansiyonel kompozit rezinler olarak da

adlandırılmaktadır. Bu kompozit rezinlerde doldurucu türü kuartz partikülleridir. Partikül boyutunun büyük ve partiküllerin sert olması, organik matriksin inorganik dolduruculardan daha fazla aşınmasına neden olabilmekte ve yüzey pürüzlülüğü ile renklenmelere sebep olmaktadır (Dayangaç., 2011b).

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinler minifil veya small partiküllü kompozit rezinler; 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinler mikrofil kompozit rezinler; 0,01 µm den küçük olanlar da nanofil kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır. İçeriğinde farklı boyutlarda inorganik doldurucu partiküller bulunan kompozit rezinler ise hibrit kompozit rezinler olarak adlandırılırlar (Dayangaç., 2011b).

Mikrofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül olarak boyutları yaklaşık 0,04 µm olan koloidal silika kullanılmıştır. Bu silika partikülleri kompozit rezin içerisinde kümeleşerek boyutları 0,04 ila 0,4 µm arasında değişen gruplar oluşturur (Anusavice, 2003). Matriks rezin içerisine eklenen koloidal silika partikülü miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalır ancak kompozit rezinin viskozitesi yükselir ve kullanımı zorlaşır. Üreticiler bu problemi çözebilmek için farklı kimyasal özelliklere sahip doldurucular içeren heterojen mikrofil kompozit rezinler geliştirilmiştir (Dayangaç., 2011b). Heterojen doldurucu içeren kompozit rezinlerde, inorganik doldurucularla birlikte önceden polimerize edilip partikül büyüklüğü ortalama 25 µm olacak şekilde öğütülmüş doldurucu materyaller de kullanılır. Böylece inorganik doldurucu içeriği %80'e kadar çıkarılabilir (Ferrecane, 1995). Mikrofil kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküller ve organik matriks benzer oranda aşınır. Böylece bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozit rezinlere oranla daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir (Dayangaç., 2011b).

İçeriğinde farklı boyutlarda inorganik doldurucu partiküller içeren kompozit rezinlere hibrit kompozit rezinler adı verilir. Günümüzde oldukça fazla kullanılan bu kompozit rezinler geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (Ferracane ve ark., 1998). Hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinler kadar fiziksel ve mekanik başarı gösterirler. Ayrıca mikrofil kompozit rezinlerin yüzey özelliklerine benzer nitelikleri vardır (Roberson ve ark., 2011). Partikül boyutu makrofil rezinden daha küçük, toplam kompozit rezin

içerisindeki miktarı ise mikrofil rezinden daha fazladır (Dayangaç., 2011b). Doldurucuların %85-90'ı cam partiküller, geriye kalan %10-15'i silika partiküller ihtiva eder. Partikül yüzdesi ağırlıkça organik matriksin %75-80'i olacak şekilde üretilirler (Koray ve Yücel, 2002; Roberson ve ark., 2011).

Hibrit kompozit rezinler isimlendirilirken, içeriğinde en fazla bulunan inorganik doldurucu partikül boyutuna bakılır (Dayangaç., 2011b). Partikül boyutları 0,1-1 µm ve 0,04 µm arasında olan kompozit rezinlere mikrohibrit kompozitler; 0,005-0,01 µm arasında olanlara ise nanohibrit kompozit rezinler adı verilir (Swift, 2005; Albers, 2002).

Mikrofil kompozit rezinlerin iyi cilalanabilme ve hibrit kompozit rezinlerin güçlü mekanik özelliklerini bir araya getirip ön ve arka grup tüm restorasyonlarda kullanabilmek için nanokompozit rezinler üretilmiştir. Nanopartiküllerin üretimi geleneksel partiküllerin üretim şeklinden daha farklıdır. Geleneksel doldurucu partiküllerde büyük kütlelerin öğütülmesiyle küçük boyutlu partiküller elde edilir. Nanopartikül teknolojisinde ise elde edilen partiküller öğütülerek değil, birleştirme ile yani moleküllerin birbirine eklenmesi ile üretilir (Mitra ve ark., 2003). Partikül büyüklükleri 0,005-0,01 µm'dir. Partikül yüzdesi ise ağırlıkça %80-90 aralığında değişebilmektedir. Organik yapıları geleneksel ve hibrit kompozit rezinler gibi polimer yapılarından meydana gelirken; inorganik yapı iki ayrı kısımdan oluşmaktadır. Bu kısımlar nanomerler ve nano öbeklerdir (Davis, 2003). Nanokompozit rezinler içinde bulunan nanomerler yaklaşık 25 nm boyutunda ve kümeleşmemiş; nanoöbekler ise yaklaşık 75 nm boyutunda zayıf bağlarla birleşmiş nanopartiküllerdir. Bu doldurucu partiküller zirkonyum/silika veya nanosilika partiküllerdir (Gerald ve Perdigo, 2003).

Nanopartiküller kompozit rezinler içerisinde iki farklı şekilde kullanılırlar. Bunlardan ilki sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu partiküller içeriren nanofil kompozit rezinlerdir (Sakaguchi ve Powers, 2012). İkincisi nanoboyuttaki doldurucu partiküllerle beraber mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partiküllerde içeren nanohibrit kompozit rezinlerdir (Senawongse ve Pongprueksa, 2007).

İnorganik doldurucu materyallerin “nano” boyutlara indirilmesi, rezin içerisindeki doldurucu miktarını artırırken, organik matriks ile daha iyi bağlantı sağlanmasına neden olur. Yüksek inorganik partikül oranı rezinin polimerizasyon büzülmesini, su emilimini, suda çözünmesini azaltır; sertlik, gerilme direnci, basma direnci, aşınma direnci, bükülme direnci ve elastisite modülü değerlerini ise artırır (Şahin ve ark., 2009; Chen ve ark., 2011; Fujita ve ark., 2011). Doldurucu partiküller, görünür ışığın geçişine izin vererek materyale üstün optik özellikler kazandırır. Bununla birlikte mikrofil kompozit rezinlerde olduğu gibi yüksek kalitede cilalanabilirliğe sahiptirler (Mitra ve ark., 2003).

Kompozit rezinler viskozitelerine göre kondanse edilebilir (Packable) ve akışkan (Flowable) kompozit rezinler olarak ayrılırlar (Dayangaç., 2011b). Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu miktarı azaltılarak (ağırlıkça yaklaşık %40-50) viskoziteleri ve Elastisite modülleri düşürülmüştür (Koray ve Yücel, 2002). Düşük viskozitesi kompozit rezinin kavite duvarlarına adaptasyonunu artırır (Anusavice, 2003). Elastisite modülü değerinin düşük olması ise bu rezinlere esneklik sağlar (Garcia ve ark., 2006). Doldurucu içeriğinin düşük olması nedeniyle mekanik özellikleri ve aşınma direnci zayıftır (Garcia ve ark., 2006; Roberson ve ark., 2011). Ayrıca organik matriks içeriği kütlece daha fazla olduğundan yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterirler (Garcia ve ark., 2006).

2.5.3. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler

Her ne kadar yaygın bir şekilde kullanılsalarda, kompozit rezinlerin pek çok zayıf özellikleri bulunmaktadır. Bunlar polimerizasyon büzülmesi, yüzey sertliğinde zamanla değişme, su absorbe etme ve suda çözünme gibi düşük mekanik özelliklerdir (Khaled ve ark., 2010; Chen ve ark., 2011; Schneider ve ark., 2011). Bu nedenle günümüzde kompozit rezin içeriğinin modifiye edilmesiyle kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini güçlendirmeye ve klinik ömrünü uzatmaya yönelik çalışmalar yapılmaktadır (Karabela ve Sideridou, 2011). Özellikle de polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve doku uyumluluğunun ve aşınma dayanımının artırılması üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008).

2.5.3.1. Kompozit Rezinlerin Organik Matriks Yapısındaki Gelişmeler

Kompozit rezinlerin organik matriks kısımları içerisindeki metakrilat esaslı materyaller yapılarındaki polimerize olan ünitelerin özellikleri nedeniyle bir büzülme gösterirler (Ilie ve Hickel, 2009; Chen, 2012). Bu polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla çok sayıda farklı türde monomer geliştirilmiştir. Bunlar; modifiye üretan dimetakrilat ve dimer asit-bazlı dimetakrilat gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, spiroortokarbonat gibi halka açılımlı monomerler ve trisiklodekan (TCD) üretan bazlı monomerlerdir (Ferracane, 2011; Ilie ve Hickel, 2011). Katyonik polimerizasyon gösteren halka açılımlı monomerler polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Fakat metakrilat içerikli monomere nazaran daha düşük reaktivite gösterirler. Ayrıca dokular üzerinde toksik etkileri mevcuttur (Moszner ve Salz, 2001). Bu monomerler dışında ormoserler, siloran kompozit rezinler ve self-adeziv kompozit rezinler üretilmiştir (Ferracane, 2011; Pehlivan ve Karacaer, 2014).

Ormoserler; organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerini birleştirilerek isimlendirilmiş materyallerdir (Dayangaç., 2011b). Geleneksel polimerlerden farklı olarak temelde silisyum dioksit (SiO_2) içeren inorganik iskelet üzerine eklenmiş polimerize organik yapılardan meydana gelir. Yapısında çapraz bağlar içeren inorganik ve organik ağ matriks bağlayıcı faz sayesinde inorganik doldurucu partiküller ile birleştirilmiştir. Doldurucu partiküller; özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur (Manhart ve ark., 2000; 2001; Chen ve ark., 2001). Ormoserler kompozit rezinlere nazaran çok daha fazla aşınma direnci gösterirler (Dayangaç., 2011b).

Siloran içerikli kompozit rezinlere eklenen siloran, siloksan ve oksiran adlı iki kısımdan oluşur. Siloksan kısmı, kompozit rezinlere hidrofobik özellik kazandırır; ki bu özellik sayesinde kompozit rezinlerin su emilimi azalırken renk stabilizasyonları artar. Siklo alifatik oksiran kısmı ise katyonik halka açılım polimerizasyonu oluşturularak polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlar (Ilie ve Hickel, 2011). Siloran kompozit rezinler düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek reaktivite, biyouyumluluk ve iyi fiziksel özelliklere sahiptir. Yüzey özellikleri zamanla çok az değişir ve hidrofobik özelliğinden dolayı su emilim, çözünürlük oranı düşüktür (Ilie ve Hickel, 2009; Schneider ve ark., 2011).

Self adeziv kompozit rezinlerin yapıları geleneksel metakrilat sistemlerine benzer ancak rezin matriks kısmına dentin bağlayıcı ajanlarda bulunan, diş sert dokularına mekanik ve kimyasal olarak bağlanan gliserofosfat dimetakrilat (GPDM) gibi asidik monomerler ilave edilmiştir. Bu materyaller daha çok kompozit rezin materyalleri altına liner olarak ve küçük restorasyonlar için önerilmektedir (Ferracane, 2011).

2.5.3.2. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Yapılarındaki Gelişmeler

Kompozit rezin materyal içerisinde organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artar. İnorganik doldurucu partiküllerin amacı organik matriks miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek ve kompozit rezini güçlendirmektir. Ayrıca doldurucu miktarı artırılarak restoratif materyalin sertliği, basma dayanımı ve aşınma direnci de artırılmıştır. (Anusavice, 2003). Kompozit rezinlerin güçlendirilmesinde ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında inorganik doldurucuları geliştirmek oldukça etkili bir yöntemdir (Ünlü ve Çetin, 2008; Pehlivan ve Karacaer, 2014).

Kompozit rezinin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla inorganik doldurucu materyali olarak nanofiberler, cam fiberler ve titanyum dioksit nanopartikülleri kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca diş dokularında çürük oluşumunun önlenmesi amacıyla kalsiyum ve fosfat iyonu salan doldurucular, dikalsiyum fosfat anhidroz (DCPA) parçacıkları, tetrakalsiyum fosfat (TTCP) parçacıkları, kalsiyum florid ve polimer kaolinitler kullanılmaktadır (Chen, 2012). Bu iki özelliği de bir arada bulunduran silika partikülleri ile birleşmiş dikalsiyum fosfat ya da tetrakalsiyum fosfat nanopartiküllerinin eklenmesiyle hem mekanik özellikleri artırılmış hem de kalsiyum ve fosfat salınımla remineralizasyon potansiyeli sağlanmıştır (Xu ve ark., 2006; 2010a). Ancak bu materyallerin opasitelerinin fazla olması polimerizasyonlarını zorlaştırmaktadır (Xu ve ark., 2010b).

2.5.3.3. Bağlayıcı Ajanların Yapılarındaki Gelişmeler

Silanlar, kompozit rezinlerin organik matriks ile inorganik dolduruculara arasındaki bağlantıyı sağlarlar. Restorasyona gelen kuvvetlerin materyaller arasındaki dağılımını esnek organik matriksten, daha sert ve güçlü inorganik matrikse doğru

olacak şekilde düzenler ve böylece kompozit rezin materyalinin kullanım süresini uzatır. Ayrıca kompozit rezinlerin su emilimine bağlı hidrolitik bozunmalara karşı kompozit rezinin direncini de artırır (Karabela ve Sideridou, 2008).

Silanların bu özelliklerini arttırmak için yeni nesil kompozit rezin materyallerinin içerisine 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS), üretan dimetakrilat silan (UDMS), 10- metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS), 10- (metakriloksi) desiltrimetoksisilan (MDTMS), oktiltrimetoksisilan (OTMS) ve 3-merkaptopropiltrimetoksisilan (MPTMS) gibi farklı silanlar eklenerek araştırmalar yapılmıştır (Pehlivan ve Karacaer, 2014). Bağlayıcı silanlar özellikle partikül yüzey alanı/hacim oranının yüksek olduğu nanokompozit rezinlerde oldukça önemlidir. Bu kompozit rezinlerde doldurucu yüzey alanı fazla olduğu için silanların daha iyi performans göstermesi gerekmektedir (Karabela ve Sideridou, 2008).

Kompozit rezinlerde bulunan silan tipi rezinin su emilimi ve su ile çözünmelerinde etkilidir. Üretan dimetakrilat (UDMA) hidrofilik bir materyaldir. Üretan dimetakrilat (UDMA) içeren silanlar yüksek miktarda su emilimi gösterirler. Oktiltrimetoksisilanlar (OTMS) içeren silanlar da yüksek oranda suda çözünme gösterirler. Daha sıklıkla kullanılan 3-(Trimethoxysilyl) propyl methacrylate (MPS) silanlarının ise su emilimi ve suda çözünürlük değerleri üretan dimetakrilat (UDMA) ve oktiltrimetoksisilanlar (OTMS) içerikli silanlardan daha azdır (Karabela ve Sideridou, 2008). Yapılan başka çalışmalarda 10-(metakriloksi) desiltrimetoksisilanların (MDTMS) su sevmeyen yapılarından dolayı MPTMS silanlara göre nemli ortamlarda daha dayanıklı oldukları tespit edilmiş, hidrofobik ve elastik silanların kullanımının kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiği ortaya koyulmuştur (McDonough ve ark., 2001). Bununla birlikte MPTS silanların, inorganik doldurucuların rezin içerisinde kümeleşmesini önlediği, OTMS silanlarla birlikte kullanıldığında kompozit rezinlerin daha rahat kullanıldığı rapor edilmiştir (Wilson ve ark., 2005).

2.5.4. Bulk-Fill Kompozit Reziner

Kompozit rezinlerin yapıları, fiziksel ve mekanik özellikleri üretildikleri ilk zamanlardan bugüne önemli ölçüde geliştirilmiştir. Bu gelişmeler sonrası önceleri

mekanik kuvvetlerin daha az olduğu ön bölge restorasyonları ve küçük restorasyonlarda kullanılan kompozit rezinler günümüzde arka grup dişlerin derin ve geniş kavitelerinde de kullanılabilir (Van Nieuwenhuysen ve ark., 2003; Opdam ve ark., 2010). Fakat kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliklerindeki sınırlamalar ve rezin içerisindeki polimerizasyon büzülmesi bu restorasyonların uygulanması sırasında, belli prosedürlere uyma zorunluluğu getirir (Park ve ark., 2008; Shortall ve ark., 2008; Leprince ve ark., 2012). Derin kavitelere uygulanacak kompozit rezinler ince tabakalar halinde yerleştirilip bu tabakaların ayrı ayrı polimerize edilirler. Bu tekniğe tabakalama tekniği adı verilir. Ancak tabakalama tekniği uygulaması zor bir tekniktir. Tabakalar arası bağlanmada başarısızlık ve boşluk oluşma riski vardır. Her bir tabakanın ayrı ayrı yerleştirilmesi ve polimerize edilmesi nedeniyle uzayan tedavi süresi ve tabakalar arası yabancı madde kontaminasyonu riski gibi birtakım zorluklar içermektedir (Abbas ve ark., 2003; Sarret, 2005).

Tabakalama tekniğinin bu gibi sorunlarının üstesinden gelebilmek için üretici firmalar kütleli olarak yerleştirilebilen kompozit rezinleri geliştirmişlerdir. Bu kompozit rezinler uygun sürede ışık uygulandığında tek tabakada 4 veya 5 mm'ye kadar yeterli polimerizasyon elde edilebilen bulk-fill kompozit rezinlerdir (Ilie ve ark., 2013a). Üreticiler bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini ve kompozit rezin içeriğindeki doldurucu miktarını azaltarak ya da doldurucu partiküllerin büyüklüklerini arttırarak, matriks-doldurucu bağlantı yüzeyindeki ışık saçılımının azaltılmasıyla daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiğini ileri sürmüşlerdir (Ilie ve ark., 2013b; Bucuta ve Ilie, 2014; Kim ve ark., 2015a). Materyalin daha translüent oluşunun polimerizasyon derinliğini arttırdığı düşünülmektedir (Ilie ve ark., 2013b). Ayrıca bulk-fill kompozit rezinlerin geliştirilmesinde, yüksek moleköl ağırlıklı monomerlerin ve yeni polimerizasyon başlatıcı sistemlerin ilavesi gibi yenilikler de söz konusudur (Ilie ve Stark, 2014). Bulk-fill kompozit rezinler hem düşük hem de yüksek viskoziteli olarak üretilmişlerdir (Tarle ve ark., 2014).

İlk üretilen bulk fill kompozit rezin, Dentsply firmasının ürettiği akışkan “SDR™” kompozit rezinidir. Bugün x-tra base (VOCO), Beautifil-Bulk Flowable (Shofu), Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer) ve Filtek Bulk Fill (3M ESPE) gibi akışkan

bulk-fill kompozit rezinler üretilmektedir. Bunların yanında yüksek viskoziteli Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), SonicFill (Kerr), Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE), Tetric N-Ceram®, Tetric EvoCeram, X-tra fil (VOCO), Quixfil (Dentsply), ve Beautifil-Bulk Restorative (Shofu) olmak üzere çok sayıda bulk-fill kompozit rezinler mevcuttur. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin üzerlerine daimi restoratif materyali olarak kullanılabilirler. Ancak düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler kaide materyali olarak tasarlanmıştır, abrazyona dirençlerinin düşük olması nedeniyle restorasyonun oklüzal kısmına daha dirençli bir kompozit rezin tabaka ilavesi gerektirir (Ilie ve ark., 2013b). Bu işlem tabakalama yöntemine ihtiyaç duyulmaması avantajını ortadan kaldırırsa da kondansasyon gerektirmediği için uygulama süresini kısaltır ve metakrilat bazlı kompozit rezinlerle uyumlu olması geniş kullanım alanı sağlar (Bucuta ve Ilie, 2014).

İlk olarak üretilen akışkan bulk-fill kompozit rezin materyali olan SDR™ (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany), geleneksel kompozit rezinlerden organik matriks kısmına eklenen “polimerizasyon modülatör” yapısıyla ayrılmaktadır. Polimerizasyon modülatörü, temelde doğrusal/dallanan zincir yapısı oluşturup çapraz bağ yoğunluğundaki ani artışı önleyerek kontrollü polimerizasyona olanak sağlar. Bu sayede polimerizasyon oranında azalma olmadan kompozit rezindeki hacimsel büzülmenin etkisi ve büzülme stresi azaltılmış olur. Bununla birlikte 4 mm’ye kadar olan polimerizasyon derinliğinin, inorganik doldurucuların sağladığı yüksek translüsent özellik sayesinde gerçekleştiği söylenmiştir (Scientific Compendium SDR™).

SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA), yapısında sonik enerji ile aktivasyonu sağlayan özel modifikatörler bulunan yüksek dolduruculu ve kendine özgü monomer yapısına sahip bir bulk-fill kompozit rezindir. Kompozit rezinin kaviteye uygulanması sonrasında el aleti ile sonik aktivasyon 1-5 arası farklı şiddetlerde ayarlanarak kompozit rezinin viskozitesi yaklaşık %90’a kadar düşürülebilmekte, sonik enerji durdurulduğunda ise kompozit rezin daha visköz hale gelerek kolayca şekillendirilebilmektedir. Üreticiler, sonik enerji uygulaması ile kompozit rezininin düşük viskoziteli bir hale gelerek kavite içinde hızlı yayıldığını ve kavite duvarlarına iyi adaptasyon sağladığını bildirmişler, ayrıca kompozit rezinin yüksek ışık

geçirgenliğine bağlı olarak derin tabakalara ışık penetrasyonunun sağlandığını belirtmişlerdir (Sonicfill. Sonic-Activated, Bulk Fill Composite. Portfolio of Scientific Research).

Tetric EvoCeram® Bulk Fill ve Tetric N-Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozit rezinlerin geliştirilmesi esnasında farklı fotobaşlatıcı sistemler kullanılarak polimerizasyon derinliğini artırma amaçlanmıştır. Matriks yapısına önceden kullanılan kamferokinon/amin başlatıcı sistemle birlikte germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilave edilmiştir. Bu sayede 370-460 nm dalga boyları arasında daha yüksek ışık absorpsiyonu ile yüksek miktarda fotoaktivite sağlanmıştır. Polimerizasyon stresinin azaltılması amacıyla da üreticiler kompozit rezinlerin yapısına stres azaltıcı olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküller ilave etmişlerdir. Polimerizasyon süreci boyunca oluşan stresin önceden polimer haline getirilmiş bu partikül yapılarının 10 GPa gibi düşük elastisite modüllerine bağlı olarak azaldığı iddia edilmektedir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill; Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill).

Polimerizasyon derinliğinin artırılmasında Tetric N-Ceram ve EvoCeram' da yeni fotobaşlatıcı sistem kullanılmıştır. İnorganik doldurucu materyalleri ise geleneksel nanohibritlerle aynı yapıdadır. x-tra fil, x-tra base (VOCO, Cuxhaven, Germany), SDR ve SonicFill,,de inorganik doldurucu materyallerin partikül boyutlarında değişikliklere gidilmiştir. Bu bulk-fill kompozit rezinlerde bazı doldurucu partiküllerin boyutları 20 µm'den geniştir. Bu da inorganik doldurucu-organik matriks bağlantı yüzey genişliğini azaltarak ışığın yüzeyden saçılımına engel olur ve mavi ışığın daha derine ulaşabilmesini sağlar (Bucuta ve Ilie, 2014; Ilie ve Stark, 2014; 2015).

Quixfil (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) bulk-fill kompozit rezinler yeni bir inorganik doldurucu sistemi ile üretilmektedir. İçerdikleri farklı boyuttaki cam partiküller (küçük cam partiküller ortalama 1 µm boyutunda; büyük cam partiküller ortalama 10 µm boyutunda) sayesinde doldurucu içeriği artırılmıştır (Scientific Compendium on Quixfil).

Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozit rezinler 4 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulanabilen düşük viskoziteli kompozit rezinlerdir. Yüksek

moleküler ağırlıklı monomerler kullanılarak üretilmiştir. Bu yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin oranları değiştirilerek düşük viskoziteli akışkan kompozit rezinler de üretilmiştir. Üretici firma tarafından bu sayede polimerizasyon büzülmesindeki azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ile streste de azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile).

Beautiful®-Bulk Flowable ve Beautiful®-Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japan), Shofu markasının patentli Giomer teknolojisi ile üretilmiştir. Giomer flor salınımı ve resarj özelliği ile yüksek biyoaktivite gösteren bir materyaldir. “S-PRG doldurucu” olarak adlandırılan bu inorganik yapı, üretim esnasında inorganik doldurucu partiküllerin organik matrikse eklenmeden önce dayanıklı bir cam iyonomer yapıyla kaplanması sonucu elde edilir. Üreticiler, inorganik doldurucu yapısı sayesinde, diğer bulk-fill kompozit rezinlerde tek tabakada yeterli polimerizasyon derinliği elde edebilmek için gerekli yüksek translüsent görüntünün oluşmadığını, bu sayede daha estetik bir görüntü elde edildiğini belirtmişlerdir. Ayrıca bu bulk-fill kompozit rezinlerin yüksek inorganik doldurucu içerikleri (Beautiful-Bulk Flowable için ağırlıkça %72,5; Beautiful-Bulk Restorative için ağırlıkça %87) ve birbirinden farklı partikül boyutları sayesinde düşük polimerizasyon büzülmesi ve düşük stres gösterdiklerini ileri sürmektedir. (Beautiful-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities).

Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozit rezinin üretimi esnasında, polimerizasyon büzülme stresinin azaltılması amacıyla rezinin yapısına iki yeni metakrilat monomer eklenmiştir. Bunlardan biri, yüksek molekül ağırlıklı aromatik bir dimetakrilat olan AUDMA monomeridir. Bu monomer kompozit rezin yapısındaki reaktif grupların sayısını azaltır. İlave fragmentasyon monomeri (addition-fragmentation monomers, AFM) olarak adlandırılan diğer metakrilat monomerin ise polimerizasyon esnasında çapraz bağ yapısına katılarak üzerinde bulundurduğu üçüncü reaktif bölgesi sayesinde polimerizasyon reaksiyonunu parçalara ayırarak polimerik ağ oluşumunu rahatlattığını ve streste azalmaya yol açtığı iddia edilmektedir (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile).

Tüm bu bilgiler ışığında bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere göre daha fazla olan polimerizasyon derinliği, materyallerin yüksek translüensliği ile sağlanırken; azalmış polimerizasyon stresi ise organik matriks ve inorganik doldurucu içeriğindeki gelişmelerle ilişkilidir (Leprince ve ark, 2014). Restoratif diş hekimliğinde kullanılmakta olan düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin özellikleri Tablo 2.2’de, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin özellikleri ise Tablo 2.3’de gösterilmektedir.

Tablo 2.2. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

| Kompozit Resin Türü | Marka | Üretici Firma | İçerik | Doldurucu Oranı (wt%/vol%) | Doldurucu Boyutu |
|-------------------------------------|--------------------------|------------------------------------|---|----------------------------|---------------------------|
| Düşük Viskoziteli Bulk-Fillkompozit | x-tra base | VOCO, Cuxhaven, Germany | Bis-EMA, alifatik dimetakrilat | 75/- | - |
| | SDR™ | Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany | SDR™ patentli UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Ba-Al-F-borosilikat cam, Sr-Al-F-silikat cam | 68/45 | - |
| | Venus® Bulk Fill | Heraeus Kulzer, Hanau, Germany | UDMA, Bis-EMA, Ba-Al-F-silikat cam, YbF3, SiO2, | 65/38 | 0,02-5 µm |
| | Filtek™ Bulk Fill | 3M ESPE, St Paul, MN, USA | UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, procrylat rezin, YbF3, zirkonya/silika | 64.5/42.5 | 0,01-3,5 µm (ort: 0,6 µm) |
| | Beautiful® Bulk Flowable | Shofu, Kyoto, Japan | UDMA, Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazı S-PRG filler | 72.5/- | - |

UDMA: üretan dimetakrilat; Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat; YbF3: iterbiyum triflorid; SiO2: silisyum dioksit; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan

Tablo 2.3. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

| Kompozit Resin Tipi | Marka | Üretici firma | İçerik | Doldurucu oranı (wt%/vol%) | Doldurucu boyutu |
|--|--|---|--|-----------------------------------|---|
| Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit | Quixfill™ | Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany | UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, TMPTMA, TCB, Sr-Al-Na-F PO ₄ silikat cam | 85.5/66.4 | 1-10µm |
| | SonicFill™ | Kerr, Orange, CA, USA | TEGDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, SiO ₂ , cam, oksit | 83.5/66 | - |
| | Tetric N-Ceram® Bulk Fill | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein | Bis-EMA, Bis-GMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF ₃ , oksit | 75-77/53-55 | 0,04-3µm (ort:0,6µm) |
| | Tetric EvoCeram® Bulk Fill | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein | Bis-EMA, Bis-GMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF ₃ , oksit | 76-77/53-54 | 0,04-3 µm (ort:0,55µm) |
| | x-tra fil | VOCO Cuxhaven, Germany | UDMA, Bis-GMA, TEGDMA Ba-B-Al silikat | 86/70.1 | - |
| | Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative | 3M ESPE, St Paul, MN, USA | UDMA, AUDMA, DDDMA, AFM, silika, zirkonya, silika/zirkonya, YbF ₃ | 76.5/58.4 | silika: 0,02 µm zirkonya: 0,004-0,011µm |
| | Beautiful® Bulk Restorative | Shofu, Kyoto, Japan | UDMA, Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazlı S-PRG filler | 87/74.5 | - |
| <p>Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; TMPTMA: trimetilolpropan trimetakrilat; TCB: bis-2-hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidildimetakrilat; SiO₂: silisyum dioksit; YbF₃: iterbium triflorid; DDDMA: 1, 12- dodekandiol dimetakrilat; AFM: ilave fragmentasyon monomeri; Bis-MPEPP: 2,2-bis[4-metakriloksi polietoksi]fenil]propan</p> | | | | | |

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

2.6. Kompozit Rezınlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

Kompozit rezınlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini, organik matriksin yapısı ile birlikte inorganik doldurucu oranı, partikül büyüklükleri ve rezin matriks içerisindeki dağılımları belirlemektedir (Peutzfeldt, 1997).

2.6.1. Elastisite Modülü

Kompozit rezınlerin inorganik doldurucu içeriği arttıkça elastisite modülleri yükselir. Elastisite modüllü arttıkça kompozit rezin kütlesi esnekliğini kaybederek polimerizasyon büzülmesi stresine karşı daha zayıf direnç gösterir. Elastisite modülü değerinin düşük olduğu durumda kompozit rezin esneklik kazanmakta ve polimerizasyon büzülmesi streslerine daha iyi direnç göstermektedir. Yüksek elastisite modüllü materyallerde post-operatif hassasiyet ve zayıf kenar uyumu görülebilmektedir. Ancak yüksek elastisite modülü olan restoratif materyaller okluzal kuvvetlere karşı daha çok dirençlidir (Ölmez ve Tuna, 2002).

2.6.2. Termal Özellikler

Kompozit rezınlerin termal genleşme katsayıları ($\approx 30-75 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), mine ($\approx 11.4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) ve dentinin ($\approx 8.3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) değerlerinden üç kat fazladır. Kompozit rezınler arasında termal genleşme katsayısı en düşük olanı makrofil ve midifil kompozit rezınlerdir. Mikrofil kompozit rezınlerin termal genleşme katsayıları ise mine dokusundan 3-5 kat fazladır. Termal genleşme katsayılarının diş dokularından farklı oluşu diş-kompozit rezin ara yüzeyinde stres oluşturur. Bu durum kompozit rezinin mine ve dentinle yapmış olduğu bağlantıyı olumsuz yönde etkiler (Dayangaç., 2011b).

2.6.3. Yüzey Sertliği

Restoratif materyallerin okluzal kuvvetler karşısında uzun süre dayanabilmeleri için yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları gerekir (Taşveren, 2005). Yüzey sertliğinin yüksek olması çizilmeye ve aşınmaya karşı direnci artırır, restoratif materyalin kısa sürede deforme olmasını engeller (Deliktaş ve Ulusoy, 2006). Yüzey

sertliği polimerizasyon derecesiyle doğrudan ilişkilidir. Polimerleşme arttıka yzey sertliği de artar (Ersoy ve Özel, 2007).

Restoratif materyaller ağız içerisinde pek çok etkiye maruz kalmaktadırlar, bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri ysek düzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Düşük yzey sertliği ya da yzeydeki yumuşama materyalin aşınmasını arttırmaktadır (Taşveren, 2005; Ersoy ve ark., 2007).

2.6.4. Yzey Pürüzlülüğü

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu içeriği ve boyutu yzey pürüzlülüğünü etkileyen en önemli faktörlerdir (Saraç ve ark., 2006). Küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren kompozit rezinlerde, büyük partiküllü kompozit rezinlere oranla daha düzgün bir yzey elde edilebilmektedir (Dayangaç., 2011b).

2.6.5. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Büzülmesi

Polimer yunanca “poli” (ok) ve “meros” (parça) kelimelerinin birleşiminden türemiştir. Monomerlerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan çok uzun zincirli moleküllerdir. Monomerlerin polimerlere dönüşme sürecine “polimerizasyon” denilmektedir (McCabe ve Walls, 2000).

Kompozit rezin monomerler arasındaki Van Der Waals bağları polimerizasyon reaksiyonunun başlamasıyla birlikte kovalent bağlara dönüşerek kısalırlar. Bu kısalma beraberinde hacimsel bir klmeiyi de getirir. Buna polimerizasyon büzülmesi adı verilir (Ferracane, 2005).

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen pek çok faktör vardır. Bunlar kavitenin şekli ve derinliği, kullanılan rezin kompozit rezinin içeriği ve rezinin kaviteye yerleştirilme tekniği gibi faktörlerdir (Trushkowsky, 2003; Braga ve ark., 2006).

Kompozit rezinin kavite içerisine tek tabaka halinde koymak yerine; kalınlığı 2 mm’yi geçmeyen tabakalar halinde uygulanıp, her tabakanın ayrı ayrı polimerize edilmesi tekniğinin hacimsel bzlmeiyi ve kompozit rezin-diş dokusu bağlantı yzeyinde oluşan bzlme stresini azalttığı bildirilmiştir (Ferracane, 2011; Kim ve ark., 2015a)

2.6.6. Su Emilimi ve Çözünürlük

Polimerizasyon reaksiyonu sonucu oluşan çapraz bağlanma, monomerler arasında köprü oluşturarak su emilimini ve çözünürlüğü azaltır. Su emilimi az olan kompozit rezinler klinik olarak daha başarılıdırlar (Castro ve ark., 2013).

Kompozit rezinlerde su emilim miktarı, su emilimini gerçekleştiren kısım olan polimerik rezin matriksin yapısına ve rezin içerisindeki miktarına bağlıdır (Sideridou ve ark., 2003). İnorganik doldurucular su emilimini dolaylı yoldan etkilerler. İnorganik doldurucular ile rezin arasında oluşan bağlantının kalitesi su emilimini etkiler (Van Noorth, 2013). Kompozit rezin içerisine giren su, polimerik zincirler arasındaki boşluklarda genişlemeye neden olabilir. Bu durum reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salınımına neden olabilir (Sideridou ve ark., 2003). Bu monomerlerin salınımı kompozit rezinlerde boyutsal değişimlere ve biyolojik yapılarla uyumunun olumsuz yönde etkilenmesine neden olmaktadır (Ferracane, 1994). Ayrıca su emilimi ile, suda çözünebilir monomerlerin restorasyon içerisine penetre olması materyalde renkleşmelere de neden olmaktadır (Cefaly ve ark., 2003).

2.7. Polimerizasyonda Kullanılan Işık Kaynakları

Genel olarak kompozit rezinlerin polimerizasyonu dalga boyu 400-500 nm olan, 400 miliwatt (mW) güçte ışık kaynakları ile sağlanmaktadır (Dayangaç., 2011b).

Üretici firmalar ışık ile polimerizasyonu sağlamak amacı ile halojen, mor ötesi, lazer, “light emitting diode” (LED) ve plazma ark (PAC) gibi değişik ışık cihazları geliştirmişlerdir. Günümüzde en yaygın kullanılanları ise LED ışık cihazlarıdır (Botsalı ve Şener, 2008; Rawls ve Whang, 2012)

2.7.1. Ultraviyole Işık Kaynakları

1972 yılında kullanıma sunulmuş olan ultraviyole ışık kaynaklarının yerine zamanla hasta ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle görünür ışık almıştır (Dayangaç., 2011b).

2.7.2. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynakları elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içerir. Bobinin sarıldığı kuartz yapı içerisinde inert, halojen esaslı bir bileşik bulunmaktadır. Bu gazlar değişik ısılarda yanarlar böylece çeşitli seviyelerde enerji çıkışı elde edilmiş olur (Bektaş ve ark., 2006).

Üretilen ışığın spektrumu geniştir ve yüksek ısı oluşturur. Bundan dolayı belirli dalga boyunda ışık elde etmek için filtreleme yapılmalı ve yükselen ısının da bir fan yardımıyla düşürülmesi gerekmektedir. Halojen ışık cihazlarının gücü 400 mW/cm²'den 1300 mW/cm²'ye kadar değişebilir. Filtrelenmiş ışık, uygun bir alet yoluyla (ışık ucu) uygulama bölgesine aktarılır. Bu ışık rehberi rijit (plastik veya cam çubuk) veya fleksible (fiber optik; sıvı transmisyonu şeklinde) olabilir (Mills ve ark., 2002a; Uhl ve ark., 2002; Dayangaç, 2011b; Rawls ve Whang, 2012).

Halojen ışık cihazlarının dezavantajlarından bazıları ışık filtresinin ve reflektörünün zamanla eskimesi, kullanımları sırasında oluşan yüksek ısı, 100 saatlik düşük ampül ömürleridir (Pilo ve ark., 1999; Arısu ve ark., 2008).

2.7.3. Light- Emitting- Diode Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak geliştirilen LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (Kurachi ve ark, 2001; Mills ve ark., 2002b).

LED ışık cihazlarında halojen ve plazma ark ışık cihazlarındaki gibi üretilen ışığın filtre edilmesine gerek yoktur. Bundan dolayı elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilir (Jandt ve ark., 2000; Mills ve ark., 2002a; Uhl ve ark., 2002).

Fan soğutmasına gerek duyulmadığından sessiz çalışır. Hafif, kablosuz, ergonomik olması, şarj edilebilmesi hekime kullanım kolaylığı sağlar. Klinik ömürleri daha uzundur (10.000 saat) (Botsalı ve Şener, 2008; Dayangaç, 2011b).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm^2 'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, Quartz-tungsten halojen ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon sağlayamamışlardır. Daha sonra, ikinci nesil LED ışık cihazları piyasaya sunulmuştur (Price ve ark., 2003). Işık güçleri 1200 mW/cm^2 'den 1500 mW/cm^2 'ye kadar çıkabilen ikinci nesil LED ışık cihazları; daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans göstermektedirler (Price ve ark., 2003; Owens ve Rodriguez, 2007; Flury ve ark., 2013).

LED ışık kaynaklarının iki önemli dezavantajı bulunmaktadır. İlki birinci ve ikinci jenerasyon LED'lerin kamferokinonun abzorpsiyon spektrumuna (430–500 nm) eşdeğer ışık yaymalarından dolayı, farklı başlatıcılar içeren kompozit rezinleri yeterince polimerize edemeyebilirler. İkinci olarak, LED ışık cihazlarının üreticileri 20 ve 40 saniyelik ışık uygulama süresi tavsiye ederken, klinik şartlarda çoğu zaman daha kısa polimerizasyon süreleri tercih edilir. Bu sorunları çözmek üzere çoklu diyodlara ve dual emission peak'lere sahip üçüncü jenerasyon LED polimerizasyon aygıtları piyasaya sunulmuştur. Son zamanlarda, 3200 mW/cm^2 'ye kadar ışık şiddetine ulaşabilen ve seçilen moda göre 6 saniyede yeterli polimerizasyon sağlayabilen üçüncü jenerasyon bir LED ışık cihazı piyasaya çıkmıştır (Gonulol ve ark., 2016).

2.7.4. Lazer Işık Kaynakları

Uzun yıllarca tıp alanında uygulanabilen lazer ışık kaynakları kompozit rezinlerin polimerizasyonu dışında dentin duyarlılığının giderilmesinde, kavite preprasyonunda, başlangıç çürüklerin teşhisinde olmak üzere diş hekimliğinde de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Lazer ışık kaynakları, yumuşak ve sert lazerler olmak üzere iki şekilde piyasaya sürülmüştür. Işık spektrumunu 400- 500 nm gibi çok dar olan lazer ışık kaynaklarında polimerizasyon süresi, görünür ışık kaynaklarından kısadır. Uygulama sırasında koruyucu gözlük kullanılması uygun görülmektedir (Dayangaç, 2011b). Işık fiberoptik sistemlerle iletilir. Pulpa ve ağız dokularında ısı artışı, hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için en aza indirilmiştir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanıldığı gibi ağız ülserlerinin tedavisi, yumuşak doku cerrahisinde ve de beyazlatma işlemlerinde kullanılabilir (Bektaş ve ark., 2006).

2.7.5. Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma yüksek ısıda elektronlardan ve pozitif iyonlardan oluşmuş iyonize gaz anlamına gelmektedir. Böylelikle çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur. Işık kaynağı xenon ark lambasıdır. Halojen ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında çok yer kaplar, pahalıdır, ömrü daha uzundur, yüksek ısı oluştururlar. Işık yoğunluğu 2000 mW/cm² olan plazma ark ışık kaynaklarında, polimerizasyon daha kısa sürede 3-8 saniye (sn)'de gerçekleşir. Bu olayın polimerizasyon büzülmesinde artmaya neden olduğu yapılan araştırmalarla gösterilmiştir (Bektaş ve ark., 2006; Dayangaç, 2011b; Rawls ve Whang, 2012).

2.8. Bağlanma Dayanım Testleri

Diş hekimliğinde adeziv sistemlerin kullanılmasındaki temel amaç; diş sert dokuları ile restoratif materyal arasında ideal düzeyde bağlanma dayanımları elde edebilmektir. Bu nedenle materyallerin niteliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımının ölçümü önemli yer tutmaktadır (ISO Technical Report 11405).

Klinik çalışmalar in vitro çalışmalara nazaran çok daha maliyetli ve zaman alıcıdır. Özellikle materyallerin piyasaya çıkmadan önceki gelişim süreci içinde etkinliğinin in vitro olarak incelenmesi daha doğru bir yaklaşımdır. Klinik çalışmalar daha uzun süre gerektirdiği için, henüz klinik araştırmalar sonuçlanmadan ürünün içeriği firmalar tarafından değiştirilebilmektedir. Bu nedenle in vitro testler restoratif materyallerin özelliklerinin değerlendirilmesinde önemli yer tutar (Van Meerbeek ve ark. 1998; Van Meerbeek ve ark. 2003). Bu amaçla diş hekimliği literatüründe materyallerin fiziksel özelliklerini ölçen makaslama (shear), mikromakaslama (microshear), gerilim (tensile), mikrogerilim (microtensile) gibi birçok in vitro test metodu kullanılmaktadır (Marshall 1993; Pashley ve ark. 1995; Al-Salehi ve Burke 1997; Versluis ve ark. 1997).

2.8.1. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi

Diş dokuları ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde, sabit bir hızla, test süresi boyunca artacak şekilde kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Bağlanma dayanımı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir (Al-

Salehi ve Burke 1997). Bu testin sık kullanılmasının nedenleri; örnek hazırlanmasının ve uygulamasının diğer testlere nazaran daha kolay olması ile ağız ortamındaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit edilebilmesidir (Versluis ve ark. 1997).

Makaslama bağlanma dayanımı, adeziv/aderent ara yüzünde birim alanda meydana gelecek kırığı oluşturmak için gereken kuvvettir. Birim alana düşen makaslama direnci, ölçülen maksimum kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır. Test edilen yüzey alanı arttıkça makaslama bağlanma dayanımı da artar. Bu nedenle alanın ölçülerini bilmek bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir (Shimoe ve ark., 2004). Makaslama bağlanma dayanımı testinde kullanılan değişkenler; bağlanan restoratif materyalin elastisite modülü ve örneğin çapı, adeziv rezinin kalınlığı, dentin derinliği (derin veya yüzeyel), bağlanan materyalin tipi ve kontakt bölgesi ile test makinesinin kesici bıçağının ilerleme hızıdır (El Araby ve Talic., 2007)

Makaslama testi esnasında bağlantı yüzeyinde kopma gerçekleşene kadar kuvvet yüklemesi yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir. Bu kuvvet yüzey alanına bölünerek ara yüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirten MPa (Mega Pascal) değerindeki değer bulunur. Uygulanabilen en yüksek kuvvet N (Newton) cinsindedir, ara yüz bağlantı alanı da mm² cinsinden hesaplanır (Versluis ve ark. 1997).

Arayüz Bağlantı Kuvveti (MPa) = Maksimum Kuvvet (N) / Bağlantı Yüzey Alanı (mm²)

2.8.2. Mikromakaslama Bağlantı Dayanım Testi

Testte kullanılacak örnekler, diş dokuları ve uygulanan materyal bağlantısı sağlandıktan sonra 1 mm kalınlığında dilimler olacak şekilde hazırlanır. Elde edilen bu dilimler ilk kesim işlemine dik olacak şekilde kesilerek 1 mm² bağlantı yüzey alanına sahip örnekler elde edilir. Daha sonra bu çubuklar mikromakaslama test aletine yerleştirilir ve belirlenen hızla makaslama kuvveti uygulanır. Newton olarak kaydedilen değerler örneklerin yüzey alanına bölünmesi ile Mega Paskal (MPa) olarak hesaplanır (Sengun ve ark., 2002).

2.8.3. Gerilim Bağlantı Dayanım Testi

Bir cisme, birbirine düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyel kuvvetler etki ederse gerilim oluşmaktadır. Cismin bu kuvvete karşı gösterdiği direnç gerilim kuvveti olarak tanımlanmaktadır (Craig ve Powers, 2002).

Restoratif materyal ile diş dokularının bağlantı yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvet bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmelidir. Böylece bağlantı ara yüzeyinin marjinaline saf gerilim kuvveti uygulanmış olur olur (ISO Technical Report 11405). Gerilim bağlantı kuvveti testlerinde standart hata ortalama %57 gibi yüksek değerlerde çıkmaktadır (Cardoso ve ark. 1998).

Bununla birlikte bu test metodunda bağlantı yüzey alanının ortalama 7,065 mm² civarında hazırlanması gerekliliği, yapılacak çalışmalarda bir dezavantaj oluşturmaktadır. Düzensiz bir yapı sergileyen dentinde yapılacak gerilim testi sağlıklı sonuçlar vermeye bilmektedir (Sano ve ark. 1994; Shimada ve ark. 2003).

2.8.4. Mikrogerilim Bağlantı Dayanım Testi

Mikrogerilim bağlanma dayanım testi ilk kez 1994'te kullanılmıştır (Sano ve ark., 1994). Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde 0,25-1 mm² yüzey alanındaki örneklerle stresler ölçülebilmektedir. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım kuvvet değerleri elde edilmektedir. Bu nedenle diğer testlere nazaran daha güvenilir sonuçların elde edildiği düşünülmektedir. Ayrıca bu test yönteminde dentindeki koheziv başarısızlıkların sayısı da oldukça azaltılmaktadır (Craig ve Powers, 2002).

2.8.5. Bükme Testi

Rijit bir maddelerin çeşitli uçlar arasına yerleştirilerek statik eğme kuvveti altında dayanımının ölçüldüğü teste bükme testi denir (Probster, 1992).

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilir ve orta noktadan yük uygulanır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilir. Kuvvet uygulanan iki nokta, her

bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılır (Craig ve ark. 2002). Bükme testleri, hazırlanan örneklerin marjinalinde oluşan çatlaklara ve örneklerin hazırlanışı esnasında oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (Yılmaz ve ark., 2007). Ayrıca testte kullanılan örnekler boyut olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (Kelly, 1995).

Eğme testlerinin en önemli avantajı, aynı anda kullanılan örneğin bir yüzünde çekme gerilimi oluştururken, diğer yüzünde basma gerilimi oluşturmasıdır. Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek komponentli kırılğan materyallerin hem de metal-seramik bağlantısı gibi çoklu yapıların dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılabilir (Anusavice, 2003).

Bu çalışmada dentine uygulanan yüzey işleme teknikleri olan Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile asitleme işleminin, kütlesel yerleştirilebilen bulk-fill kompozit rezinlerle geleneksel kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezi, farklı yüzey işleme teknikleriyle pürüzlendirilmiş dentin dokularına restorasyon amacıyla uygulanan bulk-fill kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit rezin grubuna göre makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin herhangi bir fark oluşturmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

“Farklı yüzey işleme yöntemleri uygulanmış dentin yüzeyine uygulanan bulk-fill kompozit rezinlerin makaslama dayanımlarının incelenmesi” isimli çalışmamızda; restoratif diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan üç farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ile bir adet geleneksel mikrohibrit kompozit rezinin iki farklı yüzey işleme tekniği uygulanmış dentin yüzeyine bağlanma dayanımlarının makaslama testi ile ölçülmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızın etik kurul onayı Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan alınmıştır (Toplantı sayısı: 7, Karar: 2016/71). Çalışmamız Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: TU-1605). Çalışmamızın örneklerinin hazırlaması Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’nda, makaslama testleri Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi’nde in-vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Test Materyalleri

Çalışmamızda üç farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ile bir adet geleneksel mikrohibrit kompozit rezin kullanılmıştır. Bu saydığımız materyaller;

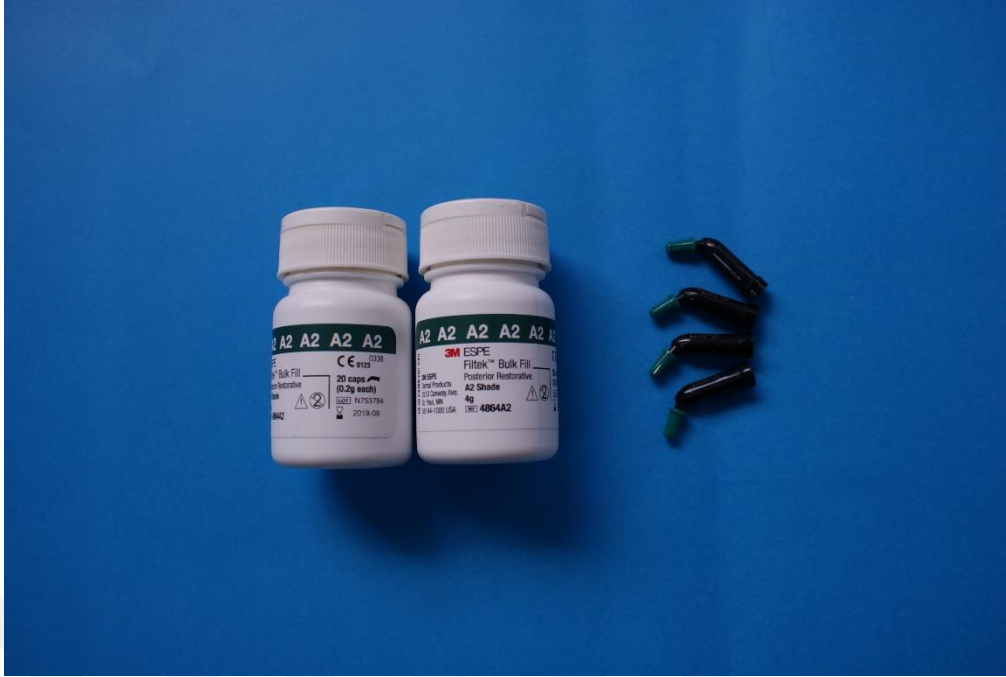
- Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 3.1),
- x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Germany) (Şekil 3.2),
- Filtek™ Bulk Fill Posterior (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 3.3),
- Tetric® N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 3.4).



Şekil 3.1. Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA)



Şekil 3.2. x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Germany)



Şekil 3.3. Filtek™ Bulk Fill Posterior (3M ESPE, St Paul, MN, USA)



Şekil 3.4. Tetric® N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin özellikleri Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve özellikleri

| Kompozit Resin | Organik Matriks | İnorganik Doldurucu | Doldurucu Oranı wt.% | Renk | Üretici Firma ve Seri No. |
|------------------------------------|-------------------------------------|--|-----------------------------|-------------|---|
| Tetric® N-Ceram Bulk Fill | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, | Ba cam, prepolimer, YbF ₃ , oksit | 75-77 | IVB | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein V12515 |
| x-tra fil | Bis-GMA, UDMA, TEGDMA | Ba-B-Al silikat | 86 | U | VOCO, Cuxhaven, Germany 1601243 |
| Filtek™ Bulk Fill Posterior | AUDMA, UDMA, 1,12-dodecane-DMA, AFM | YbF ₃ , Silika, Zirkonyum ve Zirkonyum/silika | 76.5 | A2 | 3M ESPE, St Paul, MN, USA N753784 |
| Filtek™ Z250 | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA | Zirkonyum/silika | 82 | A2 | 3M ESPE, St Paul, MN, USA N612848 |

3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Bu çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 3.2’de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

| CİHAZLAR | FİRMA |
|-----------------------------------|---|
| Led ışık cihazı | Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany) |
| Lazer Cihazı (Er,Cr: YSGG) | Waterlase MD (Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA) |
| Makaslama Cihazı | Autograph AGS-X (Shimadzu Co, Kyoto, Japan) |
| Etüv | Lab Companion OF-11 (Jeitech Co Seoul, Korea) |

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Araştırmamızda; morfolojik yapısı düzgün, yeni çekilmiş 132 adet çürüksüz insan azı dişi kullanıldı. Çekim sonrasında diş yüzeyindeki yumuşak ve sert doku artıkları uzaklaştırılarak deney aşamasına kadar serum fizyolojik solüsyonu içerisinde bekletildi. Dişlerin okluzal yüzeyindeki mine dokusu su soğutması altında kaldırılarak dentin dokusu açığa çıkarıldı. Hazırlanan dişler standart boyutta silindirik kalıplar kullanılarak okluzal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde oda ısısında polimerize olan akrilik içerisine yerleştirildi (Şekil 3.5). Dentin yüzeyleri, 100 ve 600 grit silikon karbid zımpara kâğıtlar (Şekil 3.6) yardımıyla su yıkaması altında cilalandı.



Şekil 3.5. Akrile gömülmüş diş örnekleri



Şekil 3.6. Silikon karbid zımpara

Hazırlanan örnekler yüzey işleme tekniklerine göre “Asit” grubu, “Lazer” grubu ve “Kontrol” grubu adı altında üçe ayrıldı. Her bir grup da kendi içerisinde uygulanacak kompozit rezine göre dört alt gruba ayrıldı (n=11), (Şekil 3.7) Çalışma için oluşturulan gruplar ve yüzey işleme teknikleri Tablo 3.3’ da gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Asit alt grubuna ait örnekler

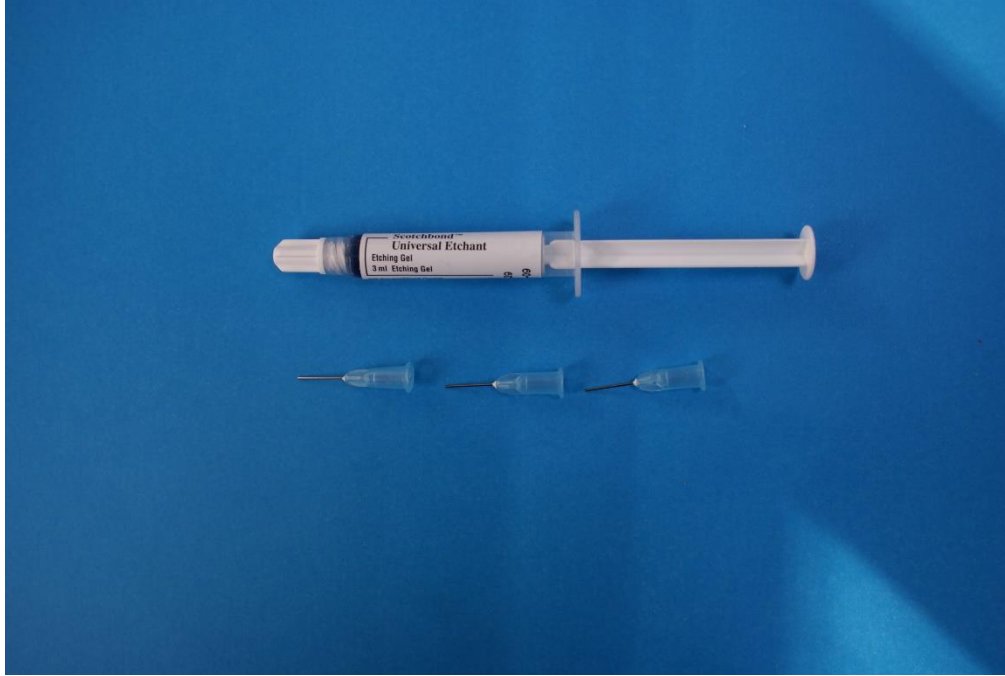
Tablo 3.3. Çalışma için oluşturulan gruplar ve yüzey işleme teknikleri

| Grup Adı | Yüzey İşleme Tekniği | Örnek Sayısı | Alt Gruplar | Örnek Sayısı(n) |
|-----------------|--|---------------------|-----------------------------|------------------------|
| Asit | Scotchbond™ Etchant 3 ml (Phosphoric Acid) (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (İçerik: %32 Fosforik Asit, Uygulama Süresi: 15 sn). | N=44 | x-tra fil | n=11 |
| | | | Filtek™ Bulk Fill Posterior | n=11 |
| | | | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | n=11 |
| | | | Filtek™ Z250 | n=11 |
| Lazer | Waterlase Iplus MD Turbo (Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA) Er,Cr:YSGG Lazer, MX9 Turbo Başlık Bondprep Modu (Güç: 4.50 W, Atım Frekansı: 50 Hz, Mod: H, Hava Soğutma: %60, Su Soğutma: %40). | N=44 | x-tra fil | n=11 |
| | | | Filtek™ Bulk Fill Posterior | n=11 |
| | | | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | n=11 |
| | | | Filtek™ Z250 | n=11 |
| Kontrol | Kontrol grubunda herhangi bir yüzey işleme tekniği kullanılmamıştır. | N=44 | x-tra fil | n=11 |
| | | | Filtek™ Bulk Fill Posterior | n=11 |
| | | | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | n=11 |
| | | | Filtek™ Z250 | n=11 |

3.4. Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri

“Asit” grubu dişlerin dentin yüzeylerine şırınga içeriğinde yaklaşık %32 fosforik asit bulunan Scotchbond™ Etchant 3 ml [(Phosphoric Acid) (3M ESPE, St Paul, MN,

USA), (Şekil 3.8)] asit jeli, üretici firmanın talimatı doğrultusunda 15 saniye süresince uygulandı. Asitleme işleminden sonra yüzey yirmi saniye boyunca suyla yıkanarak hava spreyi ile kurutuldu.



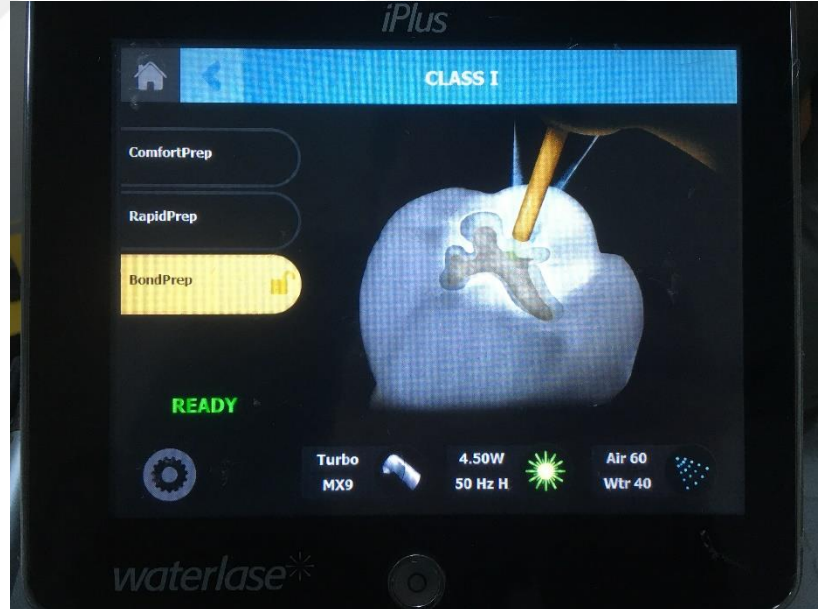
Şekil 3.8. Scotchbond™ Etchant 3 ml (Phosphoric Acid) (3M ESPE, St Paul, MN, USA)

“Lazer” grubu dişlerin yüzey pürüzlendirme işlemi Er,Cr: YSGG lazer olan Waterlase Iplus MD Turbo [Biolase Technology Inc., (San Clemente, CA, USA),(Şekil 3.9)] ile yapıldı. Lazer uygulaması için MX9 turbo başlık kullanıldı. Işının yüzeye dik verilmesi halinde geri yansıyan ışının turbo uca ve fiber ileticiye zarar vereceğinden, turbo uç dike yakın bir şekilde eğimlendirilerek ışınlama dokuya kontaksız ve hedef pozisyonundan 4 mm uzaklıkta konumlandırıldı. Pürüzlendirme işlemi sırasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda “Bondprep” ayarında şu parametreler kullanıldı: Dalga boyu 2.78 μm , atım frekansı 50 Hz, güç 4.5 W, birim zamandaki atım sıklığı 550 PPS, hava basıncı %60 ve su basıncı %40. Pürüzlendirme işlemi tüm çalışma alanı taranıncaya kadar devam etti.

“Kontrol” grubu dişlere herhangi bir yüzey işleme tekniği uygulanmamıştır.



(a)



(b)

Şekil 3.9. Waterlase Iplus MD Turbo (Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA)

3.5. Bonding Ajanının Uygulanması

Pürüzlendirme işlemleri tamamlanan örneklerin yüzeylerine tek kullanımlık bond fırçası yardımıyla çalışma alanının tamamını kapsayacak şekilde bonding ajanı [Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, USA), (Şekil 3.10)] uygulandı ve 10 saniye led ışık cihazı ile [Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany), (Şekil 3.11)] polimerize edildi. Tablo 3.4’de kullanılan bonding ajanın özellikleri verilmiştir.



Şekil 3.10. Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, USA)



Şekil 3.11. Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany)

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan adeziv bonding sistem

| Materyal | İçerik | Üretici Firma ve Seri No. |
|-----------------------------|--|--------------------------------------|
| Adper™ Single Bond 2 | Etil alkol 25-35%, bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat 10-20%, silanlanmış silika (5 nm nanodoldurucu) 10-20%, HEMA 5-15%, gliserol 1,3-dimetakrilat 5-10%, akrilik ve itakonik asit kopolimerleri 5-10%, diüretan dimetakrilat 1-5%, su <5% | 3M ESPE, St Paul, USA N750012 |

3.6. Kompozit Rezinlerin Uygulanması

Kompozit rezinlerin örnekler üzerine uygulanması esnasında 4x4 mm ölçülerinde teflon kalıp kullanıldı. Bulk-fill kompozit rezinler teflon kalıp içerisine üretici firmanın önerisi doğrultusunda 4 mm kalınlığında tek tabaka halinde uygulanarak (Şekil 3.12) yine üretici firmanın önerdiği süre kadar Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany) ışık cihazı ile polimerize edildi. Geleneksel mikrohibrit kompozit rezin (Filtek™ Z250) 2 mm kalınlığındaki tabakalar halinde, inkremental teknik uygulanarak yerleştirildi. Hazırlanan örnekler makaslama testi öncesinde etüv cihazında 37⁰ de distile su içerisinde 24 saat bekletildiler (Şekil 3.13)



Şekil 3.12. Kompozit rezin uygulanmış dentin yüzeyi



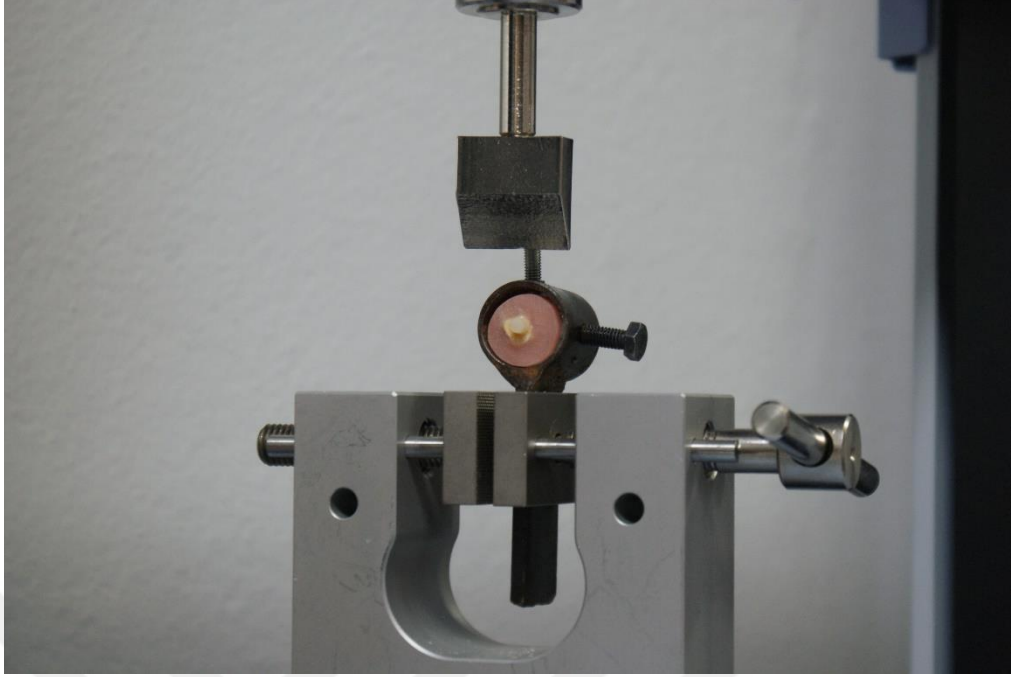
Şekil 3.13. Etüv cihazı

3.7. Makaslama Testi Uygulanması

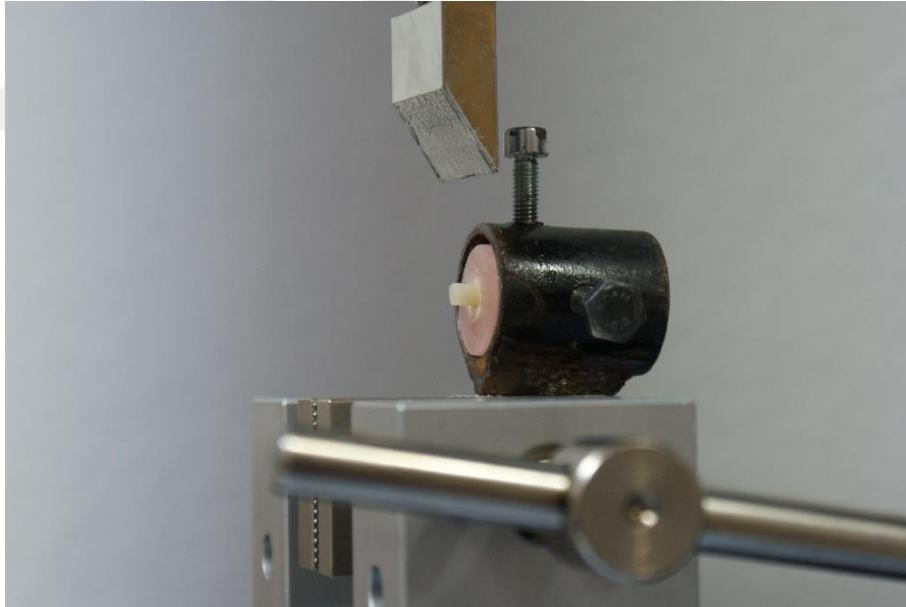
Hazırlanan örneklerin makaslama bağlantı dayanım testleri Autograph AGS-X (Shimadzu Co, Kyoto, Japan) cihazı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.14). Örneklerin cihaza yerleştirilmesi için tutucu uçlara makaslama bağlanma dayanımı testine özel olarak hazırlanmış metal parçalar yerleştirildi. Yardımcı metal parçalara sırasıyla örnekler yerleştirilerek metal yuva içerisinde hareket etmeyecek şekilde üç düzlemde de sabitlendi. Uç hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde ayarlandı. Yerleştirilen örneklerle kırıcı uç arasında kontaksız en yakın mesafe olacak şekilde cihaz çalıştırılarak test gerçekleştirildi. Newton (N) cinsinden makaslama bağlanma dayanım değerleri bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek Megapascal (MPa) cinsinden hesaplandı.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.14. Autograph AGS-X (Shimadzu Co, Kyoto, Japan)

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Yapacağımız çalışma örnek büyüklüğünü belirlemek amacıyla power analizi, referans çalışmalar dikkate alınarak Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Araştırmadan elde edilen veriler, incelenen parametreler (makaslama kuvveti) açısından iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) ile değerlendirileceğinden, örnek büyüklüğünü belirlemek amacı ile kriter olarak Üşümez ve Aykent (2003) tarafından yapılmış in-vitro çalışma dikkate alındığında; α (alfa) =0,05 ve testin gücü %95 için yapılan güç analizi ve örnek büyüklüğü testine göre (Power and Sample Size) her bir grup için örnek büyüklüğü 5 olarak belirlenmiştir. Dolayısı ile 12 grup araştırılacak çalışmada toplam en az 60 (12*5) numuneye ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışma esnasında doğabilecek olası sorunlar için toplam 132 (12*11) örnek üzerinde ölçüm yapılmıştır.

Çalışmadan elde edilen verilere öncelikle normallik varsayımını sağlayıp sağlamadığını kontrol etmek için ise Shapiro-Wilk testi uygulandı (SPSS version 15.0; SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). Verilere daha sonra, İki Yönlü Varyans Analizi uygulandı. Grup ortalamaları arası farklılıkları belirlemek amacı ile ise Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

4. BULGULAR

Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş dentin yüzeyine uygulanan bulk-fill ve geleneksel mikrohibrit kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımı test cihazı ile gerçekleştirildi. Elde edilen veriler megapascal (MPa) cinsinden kaydedildi. Tablo 4.1, 4.2 ve 4.3’de elde edilen veriler gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Asit işlemi uygulanmış örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

| ASİT İŞLEMİ UYGULANMIŞ DIŞLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARI (MPA) | | | | |
|---|----------------------------------|------------------|------------------------------------|---------------------|
| ÖRNEK | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | x-tra fil | Filtek™ Bulk Fill Posterior | Filtek™ Z250 |
| 1 | 10,48 | 14,51 | 21,60 | 13,41 |
| 2 | 14,11 | 14,53 | 11,86 | 19,07 |
| 3 | 12,22 | 14,79 | 8,06 | 17,15 |
| 4 | 13,65 | 15,38 | 11,29 | 14,68 |
| 5 | 15,81 | 13,67 | 12,85 | 15,98 |
| 6 | 8,03 | 12,15 | 10,68 | 14,75 |
| 7 | 11,44 | 14,34 | 12,33 | 18,42 |
| 8 | 23,51 | 18,66 | 14,44 | 16,26 |
| 9 | 12,53 | 26,72 | 8,59 | 11,53 |
| 10 | 13,86 | 16,42 | 16,59 | 19,54 |
| 11 | 12,15 | 9,04 | 16,80 | 11,32 |

Tablo 4.2. Lazer işlemi uygulanmış örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

| LAZER İŞLEMİ UYGULANMIŞ DIŞLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARI (MPA) | | | | |
|--|----------------------------------|------------------|------------------------------------|---------------------|
| ÖRNEK | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | x-tra fil | Filtek™ Bulk Fill Posterior | Filtek™ Z250 |
| 1 | 12,49 | 14,89 | 10,50 | 16,22 |
| 2 | 10,33 | 9,36 | 11,82 | 11,87 |
| 3 | 10,76 | 18,57 | 11,71 | 12,57 |
| 4 | 12,22 | 19,35 | 10,31 | 15,00 |
| 5 | 13,34 | 10,56 | 12,33 | 14,43 |
| 6 | 11,63 | 12,82 | 8,78 | 5,15 |
| 7 | 10,57 | 15,80 | 17,82 | 13,34 |
| 8 | 12,80 | 13,65 | 16,88 | 12,39 |
| 9 | 12,90 | 13,22 | 18,44 | 10,04 |
| 10 | 7,89 | 8,27 | 12,67 | 13,77 |
| 11 | 11,97 | 14,24 | 12,40 | 8,62 |

Tablo 4.3. Kontrol grubu örneklerin makaslama bağlanma dayanımı verileri (MPa)

| KONTROL GRUBU DİŞLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARI (MPa) | | | | |
|--|----------------------------------|------------------|------------------------------------|---------------------|
| ÖRNEK | Tetric® N-Ceram Bulk Fill | x-tra fil | Filtek™ Bulk Fill Posterior | Filtek™ Z250 |
| 1 | 5,03 | 6,26 | 7,52 | 8,74 |
| 2 | 6,90 | 5,41 | 7,60 | 6,33 |
| 3 | 6,57 | 6,67 | 4,63 | 6,04 |
| 4 | 6,12 | 5,79 | 6,44 | 5,95 |
| 5 | 7,08 | 4,38 | 5,13 | 5,75 |
| 6 | 7,09 | 6,74 | 7,52 | 6,53 |
| 7 | 6,72 | 6,62 | 5,74 | 6,73 |
| 8 | 4,86 | 6,16 | 6,71 | 6,82 |
| 9 | 5,04 | 8,02 | 5,61 | 4,88 |
| 10 | 5,53 | 4,66 | 4,61 | 3,36 |
| 11 | 5,08 | 2,72 | 7,19 | 8,21 |

Araştırmadan elde edilen bağlanma kuvvetleri ölçüm değerlerine uygulanan Shapiro-Wilk normallik testi neticesinde bağlanma kuvvet değerlerinin hata terimlerinin kompozit rezinlere ve yüzey işleme tekniklerine göre normal dağılım gösterdiği belirlendi ($P>0,05$). Tablo 4.4’de Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Shapiro-Wilk normallik testi sonuçları

| Grup Adı | Kolmogorov-Smirnov^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|------------------------------------|---------------------------------------|-----------|-------------|---------------------|-----------|-------------|
| | Statistic | df | Sig. | Statistic | df | Sig. |
| Tetric® N-Ceram Bulk Fill | ,125 | 33 | ,200* | ,903 | 33 | ,006 |
| x-tra fil | ,117 | 33 | ,200* | ,936 | 33 | ,053 |
| Filtek™ Bulk Fill Posterior | ,107 | 33 | ,200* | ,968 | 33 | ,429 |
| Filtek™ Z250 | ,159 | 33 | ,034 | ,941 | 33 | ,075 |

* İstatistiksel olarak anlamlı farkın alt sınırı

^a. *Lilliefors Significance Correction*

Normal dağılım gösterdiği belirlenen verilere İki Yönlü Varyans Analizi ve Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi uygulandı. Test sonucu elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları ve standart sapmaları megapascal (MPa) cinsinden Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. İki Yönlü Varyans Analizi ve Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları

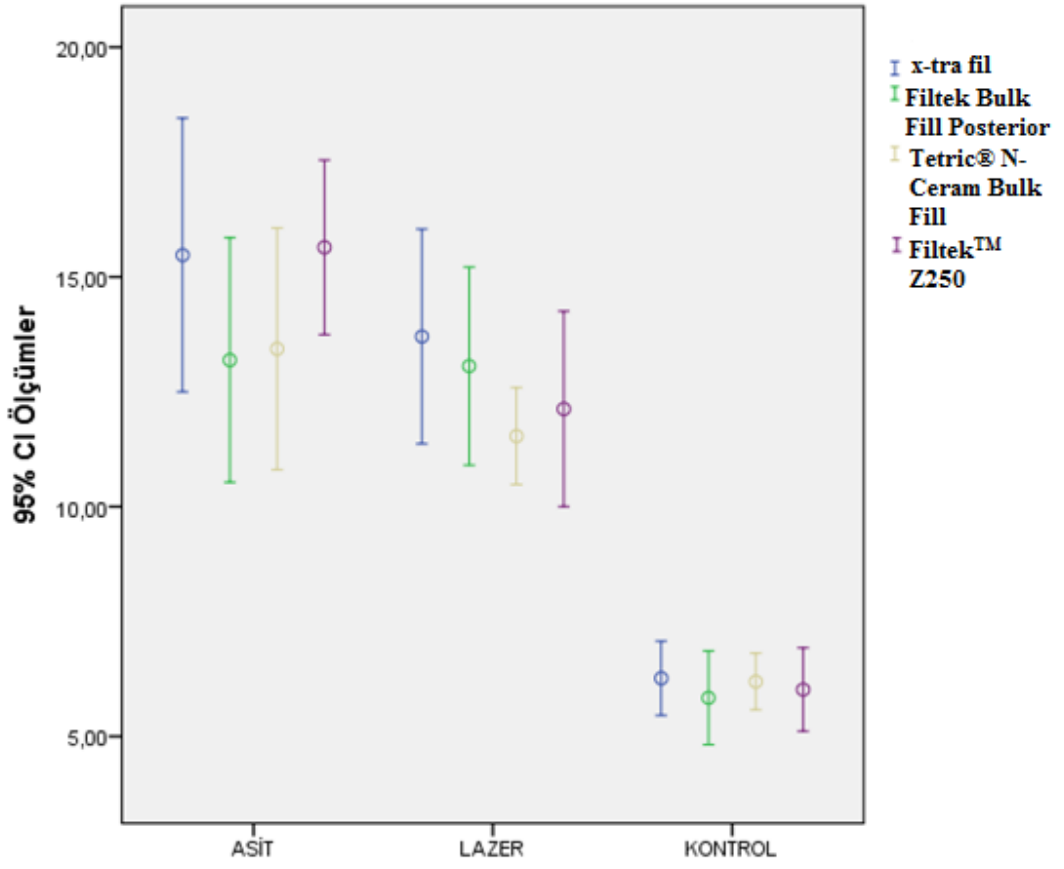
| Kompozit Rezinler | Yüzey İşleme Teknikleri | | | |
|---|--------------------------------|---------------------|----------------|--------------|
| | Asit | Lazer | Kontrol | Genel |
| x-tra fil | 15,48 ± 4,44 | 13,70 ± 3,48 | 6,27 ± 1,20 | 11,81 ± 5,18 |
| Filtek™ Bulk Fill Posterior | 13,19 ± 3,96 | 13,06 ± 3,21 | 5,84 ± 1,52 | 10,70 ± 4,58 |
| Tetric® N- Ceram Bulk Fill | 13,43 ± 3,92 | 11,54 ± 1,57 | 6,19 ± 0,92 | 10,39 ± 3,94 |
| Filtek™ Z250 | 15,64 ± 2,82 | 12,13 ± 3,16 | 6,02 ± 1,35 | 11,26 ± 4,74 |
| Genel | 14,44 ± 3,87 a | 12,61 ± 2,97 b | 6,08 ± 1,23 c | 11,04 ± 4,61 |
| Varyasyon Kaynakları | | | | |
| | Kompozit Rezin (K) | Uygulama (U) | K*U | |
| <i>P</i> -değerleri | 0,199 | <0,001 | 0,449 | |

^{a,b,c} harfleri aynı satır içerisindeki uygulama grupları arası farklılıkları göstermektedir (P<0,05).

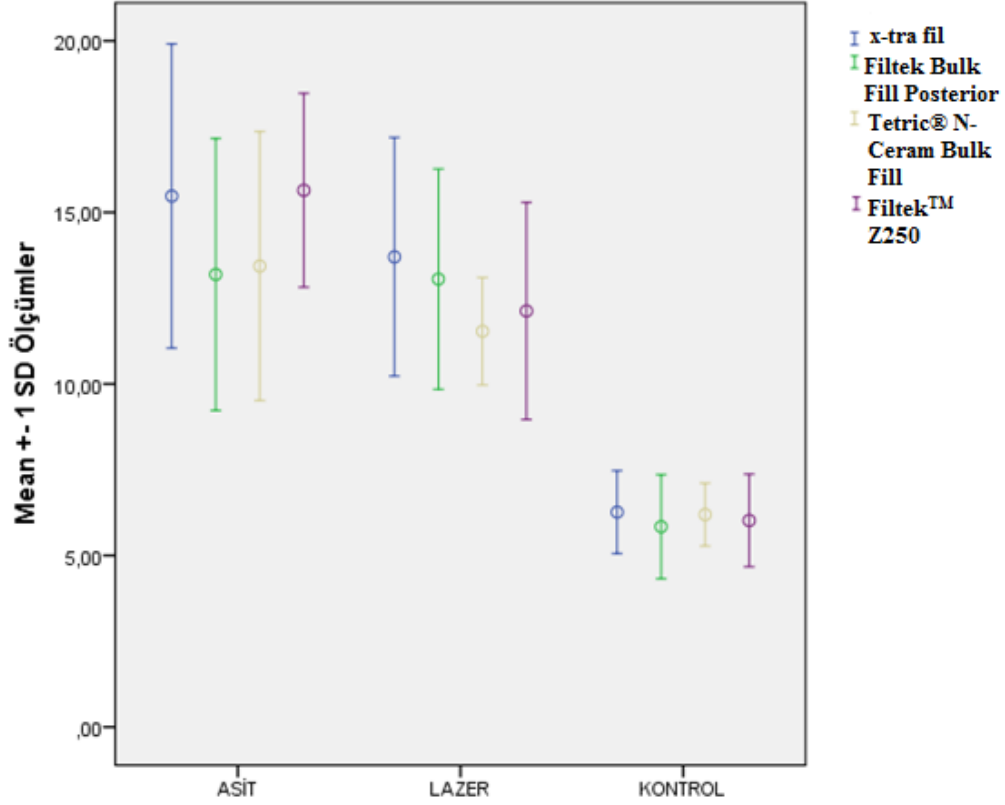
Yapılan varyans analizi neticesinde çalışmada kullanılan yüzey işleme teknikleri arasında makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri açısından anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir (P<0,001). Çalışmada tüm kompozit rezinler için en yüksek bağlanma kuvvet değerleri asitle pürüzlendirilen dişlerde ölçülürken, en düşük bağlanma kuvvet değerleri ise herhangi bir yüzey işleme tekniği uygulanmamış kontrol grubu dişlerde ölçülmüştür. Lazer işlemi uygulanmış dişler asit uygulanmış dişler kadar bağlanma dayanımı gösteremezken; kontrol grubu dişlerle karşılaştırıldığında çok daha iyi bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

Grafik 4.1 ve Grafik 4.2’de yüzey işleme tekniklerine göre kompozit rezin materyallerinin bağlanma dayanımları gösterilmiştir.

Grafik 4.1. Yüzey uygulama tekniklerine göre kompozit rezinlere ait grafikler (Ortalama ve %95 güven aralıkları)

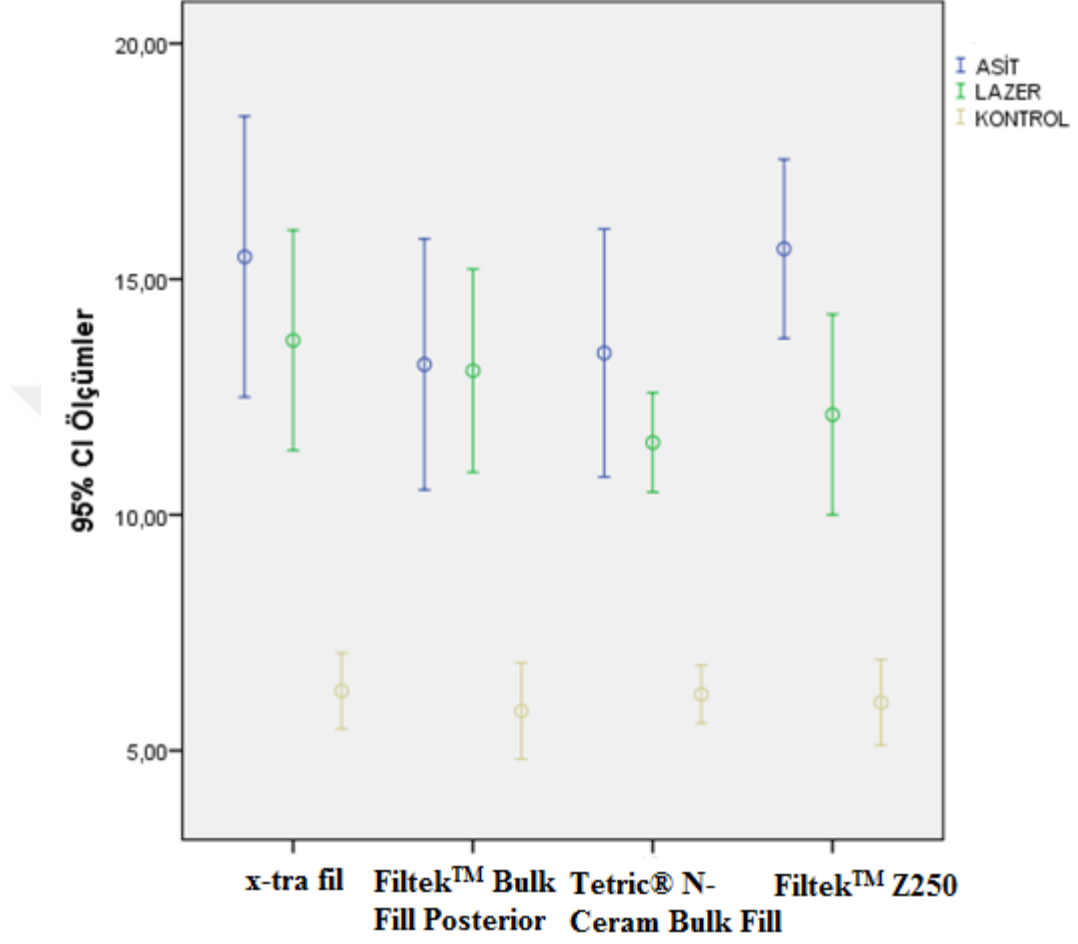


Grafik 4.2. Yüzeysel uygulama tekniklerine göre kompozit rezinlere ait grafikler (Ortalama \pm standart sapma)

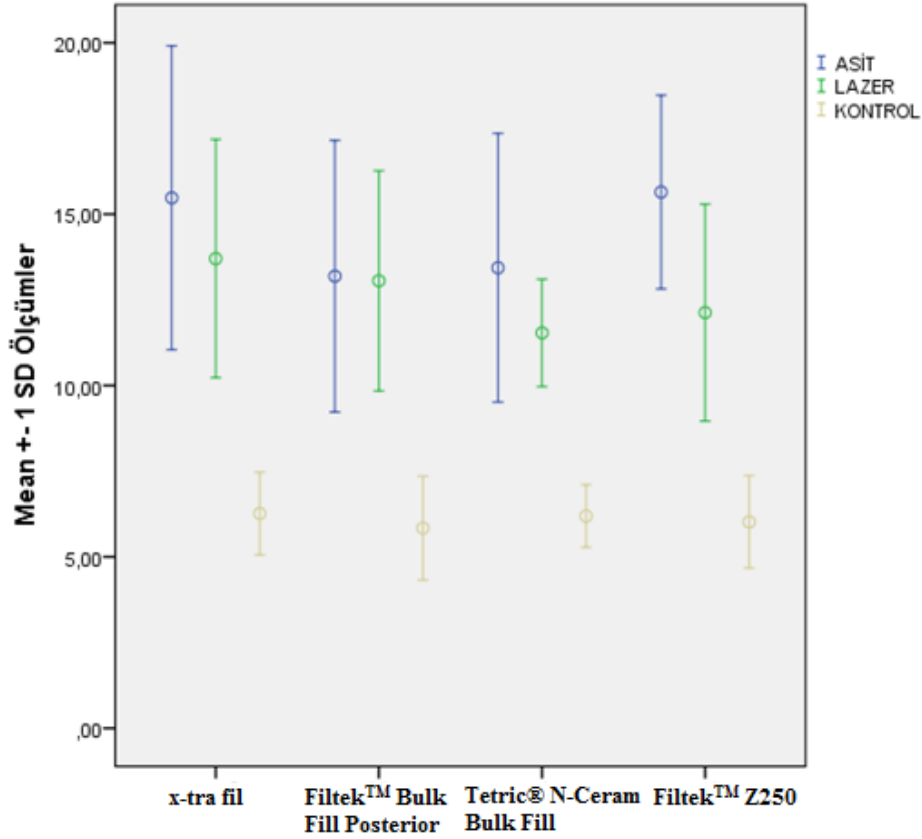


Yapılan iki yönlü varyans analizi sonucu makaslama bağlanma dayanım değerleri (Mpa) üzerine yüzey işleme tekniklerinin ($P < 0,001$) anlamlı bir etkisi olmasına rağmen hem kompozit materyallerinin ($p = 0,199$), hem de yüzey işleme teknikleri ve kompozit materyallerinin birlikte etkisi olmadığı tespit edilmiştir. Kompozit rezin materyallerine ait farklı yüzey işleme tekniklerinin karşılaştırılması Grafik 4.3 ve Grafik 4.4’de verilmiştir.

Grafik 4.3. Her kompozit resin için yüzey işleme tekniklerine ait grafikler (Ortalama ve % 95 güven aralıkları)



Grafik 4.4. Her kompozit rezin için yüzey işleme tekniklerine ait grafikler (Ortalama ± standart sapma)



Genel olarak bakıldığında en yüksek makaslama bağlanma dayanımı asit uygulanmış örneklerde gözlenmiştir. Bu örnekler arasında en yüksek bağlanma dayanımı $15,64 \pm 2,82$ MPa ile Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) grubu göstermiştir. Bulk-fill kompozit rezinler arasında en yüksek bağlanma dayanımı ise $15,48 \pm 4,44$ MPa ile x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Germany) grubunda gözlenmiştir ancak kompozit rezin türlerinin makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($P=0,449$).

Lazer uygulanmış örnekler asit uygulanmış örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha zayıf bağlanma dayanımı göstermişlerdir ($P<0,001$). Lazer uygulanmış örnekler arasında en yüksek bağlanma dayanımı $13,70 \pm 3,48$ MPa ile x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Germany) grubunda gözlenmiştir. Lazer uygulanmış grupta,

herhangi bir yüzey işlemleri uygulanmamış kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı gözlenmiştir ($P < 0,001$). Ancak ne lazer grubunda ne de kontrol grubunda kompozit rezin türleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ifade eden fark bulunamamıştır ($P = 0,449$).



5. TARTIŞMA

Restoratif diş tedavilerinde kullanılan kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri üreticiler tarafından sürekli geliştirilmektedir. Önceleri anterior bölge restorasyonlarında tercih edilseler de zaman içerisinde geliştirilerek posterior bölgede de kullanıma uygun hale gelip, diş tedavilerinde en çok tercih edilen restoratif materyal olmuşlardır (Kwon ve ark., 2012). Ancak bütün bu gelişim sürecinde posterior bölgede amalgam restorasyonlarının kompozit rezinlere göre daha başarılı olduğu görülmektedir (Rasines ve ark., 2014). Başta polimerizasyon büzülmesi kaynaklı mikrosızıntı olmak üzere; ağız ortamındaki tükürük ve suyun etkisi ile polimer bağlarının kopması, rezin matriks ile doldurucu partikül ara yüzünde meydana gelen hidroliz neticesinde oluşan biyodegradasyon ve buna bağlı meydana gelen aşınma, dental kompozitlerin temel başarısızlık nedenlerini oluşturmaktadır (Zhou, 2007).

Kompozit rezinlerde görülen polimerizasyon büzülmesi diş dokuları ve restoratif materyal arasında strese yol açar. Bu stres, diş dokuları ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını aştığı zaman adezyonda başarısızlık oluşur. Bunu takiben postoperatif hassasiyet ve mikrosızıntıya bağlı çürük ve renklenme oluşabilir (Kim ve ark., 2015b). Ayrıca kompozit rezin kütlesi içerisinde polimere dönüşemeyen artık monomerler de restorasyonda başarısızlığa neden olabilmektedir (Bektaş ve ark., 2006). Kompozit rezinin monomer yapısının polimere dönüşmesinde etkili olan başlıca faktörler kaviteye yerleştirilen rezin tabakasının kalınlığı, kimyasal yapısı ve ışık geçirgenliğidir (Van Noort, 2008). Polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek adına rezin kalınlığının 2 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmesi önerilmektedir (Albers, 2002). Ancak bu tabakalama tekniği uygulaması zor, zaman alıcı ve rezinlerin tükürük ile kontamine olma ihtimali yüksek olan bir işlemdir (Kim ve ark., 2015a).

Tabakalama tekniğinin olumsuzlukları nedeniyle üreticiler bulk-fill kompozit rezinleri geliştirmişlerdir. Bulk-fill kompozitlerin temel özelliği, içeriğinde bulunan inorganik doldurucular ile organik matriks ara yüzeyindeki ışık saçılımının azaltılarak yüksek ışık geçirgenliği ve polimerizasyon derinliği sağlanmış olmasıdır. Bulk-fill kompozitler 4-5 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulandığında, geleneksel kompozit

rezinlere nazaran daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler (Ilie ve ark., 2013b; Bucuta ve Ilie, 2014; Kim ve ark., 2015a).

Diş hekimliğinde son yıllarda görülen bir başka yenilik de diş dokularının lazer sistemleri ile uzaklaştırılması ve diş yüzeylerinin lazer ile przlendirilmesidir (Dunn ve ark., 2005). Diş sert dokularında CO₂ lazerler, Nd: YAG lazerler ve Erbium lazerler kullanılmaktadır. Nd: YAG lazerler sağlıklı diş dokularına karşı etkisiz oldukları için sadece başlangıç seviyesindeki çürüklerde kullanılabilirler (Dederich ve Bushick, 2004). CO₂ lazerler ise su soğutmasız oldukları için pulpal dokularda zararlı etkilere neden olabilirler (Pogrel ve ark., 1993; Nguyen ve ark., 2011). Erbium lazerlerin su soğutması altında sert dokular üzerinde etkin şekilde uygulanabilmesi, lazerlerin diş hekimliğinde kullanımını yaygınlaştırmıştır (Coluzzi, 2004).

Diş hekimliğinde iki tür Erbium lazer kullanılır: Er: YAG lazer ve Er, Cr: YSGG lazer. Er, Cr: YSGG lazer ışınları, karbonize hidroksiapatit kristallerin yapısındaki OH⁻ (hidroksil iyonu) iyonları tarafından da absorbe edilirler. Bundan dolayı Er, Cr: YSGG lazer diş sert dokusunda diğer lazerlere göre daha etkin ve hızlı çalışma olanağı sağlar (Featherstone ve Fried, 2001). Er,Cr: YSGG lazerler için üretilen turbo başlık (Waterlase MD Turbo, Biolase,CA, USA) ile uygulama yüzeyinin arttırılmasının klinikte kullanımını kolaylaştıracaağı bildirilmiştir (Olivi ve Olivi, 2015).

Materyallerin geliştirilmesi sürecinde en ideal yöntemler klinik uygulamalar olmasına rağmen; restorasyonun uygulandığı bireye bağlı nedenler ve ağız ortamının karmaşık bir yapıda olması, restorasyonların başarısızlık nedenlerinin belirlenmesinde güvenilir sonuçlar vermezler (Van Meerbeek, 2003). Ağız ortamında çalışmanın zorluklarının yanı sıra hastaya bağlı tükürük yapısı, oral hijyen alışkanlıkları, diyet, çiğneme şekli gibi standardize edilemeyen ve çalışma sonucunu etkileyebilecek faktörler de vardır. (Gale ve Darvell, 1999). Laboratuvar testlerinde ise tek bir değişkeni, diğer değişkenleri sabit tutarak değerlendirmek mümkündür (Van Meerbeek, 2003). Üreticiler, sürekli ve yeni materyaller piyasaya sürmek isterler. Bazen piyasaya sürülen ürünlerin içeriği *in vivo* alışmalar sonuçlanmadan üretici firmalar tarafından değiştirilebilmektedir. Bu tür nedenler, materyallerin özelliklerinin basit ve hızlı yöntemler ile test edilmesine imkan sağlayan *in vitro* alışmaların gelişmesine sebep olmuştur. Tüm bu nedenler göz önüne alındığında materyallerin

özelliklerinin analizinde laboratuvar çalışmalarına da güvenilmektedir (Hara ve ark., 2001).

Hatta servikal mikrosınıtı ve dentin bağlanma dayanımı gibi araştırmalar için en uygun test yöntemleri hala *in vitro* çalışmalardır (Carvalho, 2012). Bu nedenlerden dolayı biz de çalışmamızı *in vitro* olarak planladık. Bu tez çalışmasında, farklı yüzey işleme teknikleri uygulanmış insan azı dişlerine, 3 adet yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ile 1 adet konvansiyonel mikrohibrit kompozit rezin uygulanıp bağlanma dayanımları makaslama testi ile ölçülmüştür.

Laboratuvarda gerçekleştirilen *in vitro* bağlanma dayanımı testlerinde çekilmiş insan dişleri rutin olarak kullanılmaktadır. Nakajima ve ark. (1995) çürük dentine uyguladıkları dentin adezivlerinin bağlanma dayanımlarını ölçtükleri çalışmada çürük dentinin çürüksüz dentinden daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Yapılan *in vitro* çalışmalarda çoğunlukla çürüksüz ve restorasyonsuz dişler kullanılmaktadır (Lee ve ark.,2007; Luddin ve ark., 2006). Örneklerin hazırlanmasında standardizasyonun sağlanması ve uygulanacak testler için yeterli genişlikte diş yüzeyinin sağlanabilmesi için çalışmamızda çürüksüz ve çekilmiş 132 adet insan azı dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızda toplanan dişlerin üzerindeki artıklar ve yabancı maddeler temizlendikten sonra sonra %3'lük sodyum hipoklorit solüsyonunda 24 saat bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Dezenfekte edilen dişler, oda sıcaklığında (24°C) distile su içerisinde çekimden itibaren 6 ay'ı geçirmemek üzere çalışmada kullanılmışlardır.

Adeziv rezinlerin dentine olan bağlanma kuvvetlerini; dentin dokusunun mineral konsantrasyonu, pulpa dokuları ile kavite tabanı arasında kalan dentinin kalınlığı, dentinin geçirgenliği ve dentin yaşı gibi faktörler etkilemektedir. Genel olarak, derin dentinin yüzeyel dentine göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği kabul edilmektedir (Sano ve ark., 1994). Bu bilgilerden yola çıkarak tez çalışmamızda, standart dentin yüzeyleri elde etmek için mine dokusu tamamen uzaklaştırılıp mine-dentin sınırındaki dentin yüzeyleri kullanılmıştır.

Yapılan *in vitro* çalışmalarda, örneklerin dentin yüzeylerine uygulanan preparasyonlarının farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Farklı çalışmalarda, mine

dokularının elmas ve karbid frezler ile 320-1200 grenlik silikon karbid zımpara ve alüminyum oksit aşındırıcılar gibi yöntemlerle uzaklaştırıldığı bildirilmiştir (Rueggeberg, 1991, Pashley ve ark., 1995). ISO dokümanında ise, standart bir yüzey oluşturmak için 600 grenlik silikon karbid zımpara kullanılması önerilmektedir (Technical Specification, 2003). Tez çalışmamızda, Barutçigil ve ark.(2013)'nın çalışmalarında olduğu gibi; dentin yüzeylerinin preparasyonunda elmas separe kullanılmış, yüzey bitirme işlemleri için ise, homojen bir smear tabakası elde etmek amacı ile ISO standartlarını baz alarak 600 grenlik silikon karbid zımpara kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımı testlerinde hazırlanan restorasyonun uygulanacağı diş yüzeyinin açısının ve düzgünlüğünün kontrol edilebilmesi için dişin bir sabitleyici içerisine yerleştirilmesi gerekir. Kullanılan sabitleyicinin, absorpsiyonundan ve polimerizasyon ısısından diş etkilenmemelidir. Tez çalışmamızda, Chang ve ark. (1998), Lin ve ark. (1999)'nın çalışmalarındaki gibi, kullanılan dişler makaslama testleri düzeneklerine uygun olarak oda sıcaklığında kendiliğinden sertleşen pembe akrilik rezin içerisine gömülmüştür.

Restoratif tedaviler uygulanacak diş yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi, rezin-diş retansiyonunu önemli ölçüde arttırmaktadır (Cooley, 1984). Bu konudaki ilk adımlar Buonocore'un, akrilik rezinin bağlanabilmesi için, mineyi 30 sn süresince %85'lik ortofosforik aside tabi tutması ile başlamış ve kapsamlı araştırmalar ile büyük aşamalar kat ederek günümüze gelmiştir (Buonocore, 1955). Bugüne kadar, diş yüzeyinde en az doku kaybına yol açarak ideal bağlanmanın sağlanabileceği en uygun asit tipi, konsantrasyonu ve asitleme zamanının belirlenebilmesine yönelik çok sayıda çalışma yapılmıştır. Meng ve ark., (1997) mine yüzeyi pürüzlendirilmesi için %37-%50 konsantrasyonlarındaki fosforik asit uygulamalarının diş tedavilerinde kullanılabileceğini belirten araştırmalar yapmışlardır. Woronko ve ark. (1996) tarafından yapılan bir çalışmada, %10'luk maleik asit uygulanan dişlerin minelerinde meydana gelen dağlanma prosedürünün yetersiz kaldığı gözlenmiş ve aynı araştırmacılar tarafından daha sonraları bu asitin üretici firması tarafından %37'lik fosforik asitle değiştirildiği bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda yaklaşık %32 fosforik asit içerikli asit jeli kullandık. Çalışmada kullandığımız adezivin üretici firma

talimatları; asitin 15 sn süreyle uygulandıktan sonra, su ile 20 saniye boyunca yıkanmasını önermektedir. Biz de çalışmamızda asidi bu şekilde uyguladık. Asit uygulama süresinin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen bir araştırmada 15 sn ile 60 sn arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (Brannström ve Nordenvall, 1977; Nordenvall ve ark., 1980; Kinch ve ark., 1988; Barkmeier ve ark., 1998).

Diş dokularının pürüzlendirilmesi sırasında diş yüzeyinde meydana gelen doku kaybının azaltılması ve tutuculuğun artırılması için farklı tekniklerle pürüzlendirme yöntemleri araştırılmaktadır (Meng ve ark., 1997). Lazerlerin diş hekimliğinde kullanılmaya başladığı yıllarda araştırmacılar tarafından lazer ışınlarının diş dokuları üzerinde asit uygulamasına benzer etkilerinin olduğu öne sürülmüştür (Martinez-Insua ve ark. 2000, Moritz ve ark., 2006). Lazer ışınlarının diş yüzeyindeki etkisi, lazerin dalga boyuna ve tipine göre farklılıklar göstermektedir (Moritz ve ark., 2006). Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin sert dokularda etkili olabilmeleri yüksek enerji seviyelerinde kullanılmaları ile gerçekleşmektedir. Bu yüksek enerji sonucu, diş sert dokularında erime ve çatlak oluşumunun görüldüğü, pulpada ise olumsuz ısıl değişikliklerin meydana geldiği bildirilmiştir (Luddin ve ark., 2006; Moritz ve ark., 2006). Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerlerin, termal hasar belirtisi göstermeden diş yüzeylerinde pürüzlü alanlar oluşturdukları görülmüş ve bu pürüzlü yapının rezin esaslı materyallerin ve adeziv restorasyonların bağlantısını arttırabileceği belirtilmiştir (Ceballos ve ark., 2001; Usumez ve Aykent, 2003).

Bizim tez çalışmamızda da, erbiyum sınıfı lazerlerin bu özellikleri göz önünde bulundurularak; dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde Luddin ve ark. (2006), Lee ve ark. (2007) ve Botta ve ark. (2007)'nin çalışmalarına benzer olarak Er,Cr:YSGG lazerleri kullanılmıştır. Lazer ile pürüzlendirme aşamasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda "Bondprep" ayarında şu parametreler kullanıldı: Dalga boyu 2.78 µm, atım frekansı 50 Hz, güç 4.5 W, birim zamandaki atım sıklığı 550 PPS, hava basıncı %60 ve su basıncı %40. Işığın yüzeye dik verilmesi halinde, geri yansıyan ışın turbo uca ve fiber ileticiye zarar vereceğinden; turbo uç dike yakın bir şekilde eğilendirilerek ışınlama dokuya kontaksız ve hedef pozisyonundan 4 mm uzaklıkta konumlandırıldı.

Konrol grubuna lazer ve asit ile pürüzlendirmenin gerçekte ne kadar bağlanma dayanımı farkı oluşturduğunu görebilmek adına Emiroğlu (2015)'nin çalışmasında olduğu gibi herhangi bir yüzey işleme tekniği uygulanmamıştır.

Yüzey pürüzlendirmesi işlemi sonrasında, restoratif materyalin uygulanmasına kadar geçen sürenin önemli bir değişken olabileceği bildirilmiştir (Pashley ve ark., 1995). Rueggeberg (1991) *in vitro* çalışmalarda da klinik uygulamalara benzer şekilde adeziv sistemin yüzey hazırlığından hemen sonra uygulanmasını önermiştir. Biz de tez çalışmamızda, bu faktörleri göz önünde bulundurarak, adeziv sistem uygulamasını dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinden hemen sonra gerçekleştirdik.

Restoratif materyaller kullanılırken üretici firmaların talimatlarına uymak gerekir. Farklı firmalara ait olan adeziv sistemler ve kompozit rezinlerin birlikte kullanılmasının bağlanma kuvvetleri üzerinde etkili olabileceği pek çok çalışmada bildirilmiştir (Swift, 1998; Peutzfeldt, 2005). Çalışmamızda tüm materyaller ve cihazlar üretici firma talimatları doğrultusunda kullanılmıştır.

Dentin bonding ajanların birçok jenerasyonu bulunmaktadır. Çalışmada asit uygulaması ardından Karaman ve ark. (2012)'nin çalışmalarında olduğu gibi Adper™ Single Bond 2 adeziv sistemi kullanılmıştır. Adper™ Single Bond 2, Bis-GMA, HEMA, dimetakrilat poliakrilik ve poliitakonik asidin metakrilik kopolimeri ve fotoiniyatörler, su ve etanol içermektedir. Adper™ Single Bond 2 materyali kullanılarak yapılan çalışmalarda, adeziv sistemin mikro-bağlanma kuvvetini arttığı ve sızıntının azaldığı bildirilmiştir (Pasquantonio ve ark., 2007).

Bu çalışmada dentin dokularına makaslama bağlanma dayanımları test edilecek kompozit rezin materyalleri; üzerine ek bir tabaka geleneksel kompozit rezinle örtülenme gerektirmeyen x-tra fil, Tetric N-Ceram Bulk Fill, Filtek™ Posterior Bulk Fill olmak üzere 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ve geleneksel mikrohibrit yapıda Filtek Z250 kompozit rezinidir. Kullanılan bulk-fill kompozitlerin her birinin inorganik doldurucuları ve organik rezin matriks içerikleri farklılık göstermektedir. Filtek™ Bulk Fill kompozit rezinler yüksek moleküler ağırlıklı monomerler kullanılarak üretilmiştir. Bu yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin oranları değiştirilerek düşük viskoziteli akışkan kompozit rezinler de üretilmiştir.

Üretici firma tarafından bu sayede polimerizasyon büzülmesindeki azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ile strete de azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile). Tetric N-Ceram Bulk Fill, organik matriks içeriğinde kamforkinon/amin fotobaşlatıcı sistem yanında germanyum tabanlı bir fotobaşlatıcı olan Ivocerin içermektedir. Ayrıca düşük elastisite modüllü modifiye doldurucu partikül yapıları içermektedir. Bu prepolimer partikül yapılarının düşük elastisite modüllerine (10 GPa) bağlı olarak polimerizasyon süreci boyunca stresi absorpladığı iddia edilmektedir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill). x-tra Fil bulk fill kompozit rezinler ise farklı büyüklükte doldurucu içeren heterojen bir dağılıma sahiptir. Üreticiler, bu özelliğinin toplam doldurucu-matriks arayüzeyini azaltarak ışık saçılımını indirgediği ve mavi ışığın daha derine penetre olabildiğini ifade etmektedirler (Ilie ve Stark, 2014; 2015). Barutçigil ve ark.(2013)'nın çalışmalarında olduğu gibi filtek Z250 kompozit rezini 2mm'lik tabakalar halinde inkremental teknik kullanılarak uygulanmıştır. Adeziv materyal ve kompozit rezinlerin polimerizasyonu, üretici firmaların önerdikleri sürelerde Colak ve ark. (2016)'nın çalışmalarında kullandığı gibi Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany) cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda örnek çalışmalarda olduğu gibi, makaslama bağlanma dayanımı testlerinde kullanılacak olan dişler, yüzey koşulları değiştirilip ardından üzerlerine adeziv rezin uygulanıp polimerizasyonları tamamlandıktan sonra klinik koşulların laboratuvar ortamına taşınabilmesi amacıyla 24 saat süreyle 37°C'de distile su içerisinde bekletilmiştir (Aranda ve ark., 2005; Lessa ve ark., 2007; Lupi-Pégurier ve ark., 2007; Chou ve ark., 2009; Sungurtekin ve Öztaş, 2010).

Makaslama bağlanma dayanımı testleri, kuvvet uygulaması ardından yüzeyler arası ayrılmanın gerçekleştiği andaki birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi ile yapılmaktadır. Pek çok çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testleri kullanılmıştır (Nakajima ve ark., 1995). Yapılan araştırmalar, makaslama dayanım testlerinin ağız içi kuvvetleri laboratuvar ortamına iyi aktardığını belirtmişlerdir (Cardoso ve ark., 1998). Bu nedenle biz de çalışmamızda makaslama bağlanma dayanım testini kullanmayı tercih ettik.

Mason ve ark. (1996) dentin bonding sistemlerini *in vivo* ve *in vitro* koşullarda hazırlanan örneklerde karşılaştırdıkları çalışmada klinik ve laboratuvar sonuçları arasında belirgin farklar olmadığını ve *in vitro* testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. İn vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildiren başka çalışmalar da mevcuttur (Gwinnett ve Kanca 1992; Heymann and Bayne 1993). Bu nedenle bu tez çalışması *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir. ISO (2003) standartlarına göre yaklaşma hızının 0.75 ± 0.30 mm/dk olması önerilmektedir. Bu bilgiler doğrultusunda hazırlanan örnekler cihazın hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Tespit edilen değerler MPa cinsinden kaydedilerek istatistik analizleri yapıldı.

Yapılan varyans analizi neticesinde çalışmada kullanılan yüzey işleme teknikleri arasında bağlanma dayanımı ölçüm değerleri açısından anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir. Çalışmada tüm kompozitler için en yüksek bağlanma dayanımı değerleri asitle pürüzlendirilen dişlerde ölçülürken, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise herhangi bir yüzey işleme tekniğı uygulanmamış kontrol grubu dişlerde ölçülmüştür. Lazer işleme uygulanmış dişler asit uygulanmış dişler kadar bağlanma dayanımı gösteremezken; kontrol grubu dişlerle karşılaştırıldığında çok daha iyi bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

Web of Science, Pubmed ve Scopus veri tabanlarında yaptığımız aramalarda Er,Cr: YSGG lazerin turbo başlıkla birlikte kullanıldığı dentin-bulk fill kompozit rezin bağlanma dayanımı çalışmasına sınırlı sayıda rastlanmıştır. Bu nedenle çalışmamızdaki sonuçları karşılaştırabilmek için benzer çalışmalar olan standart başlık ve uçların kullanıldığı Er, Cr: YSGG lazerle yapılan çalışmaların bulguları da incelenmiştir.

Dunn ve ark. (2005) yaptıkları bir çalışmada mine ve dentinde asitle pürüzlendirmenin lazerle pürüzlendirmeye göre, lazerle yapılan pürüzlendirmenin de hiçbir pürüzlendirme işlemi uygulamamaya göre daha iyi olduğunu bulmuşlardır.

Öner (2015) Er,Cr: YSGG lazer, frez ve asitleme işlemini kombine ettiğı çalışmasında; bizim çalışmamızda kullandığımız turbo başlığa benzer lazer başlık ile diş yüzelerine kavite preperasyonu gerçekleştirmiştir. Diğer bir gruba da aynı işlemi

frez ile tatbik etmiştir. Bu hazırlanan kavitelere lazer ve asit ile pürüzlendirme işlemi uygulamıştır. Pürüzlendirilen yüzeylere kompozit rezin uygulayıp bağlanma dayanımlarını incelemiştir. Preperasyon sonrası asitle pürüzlendirme yapılan çalışma gruplarında lazer ile pürüzlendirilen gruplara göre anlamlı olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir. Bu sonuç, bizim çalışmamızla uyumludur.

Lee ve ark. (2007)'nin yaptığı bir çalışmada Er,Cr:YSGG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde, kompozit rezin restorasyonların bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. SEM incelemelerinde, sadece asit, lazer+asit ve sadece lazer uygulanan dentin yüzeylerinde, dentin doku artıkları ve smear tabakasının oluşmadığını gözlemlemişlerdir. Sadece asit ve lazer+asit uygulanan dentin yüzeylerindeki bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ancak, asit ve lazer grupları ile lazer ve lazer+asit grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ve en düşük değerlerin, sadece lazer uygulanan örneklerde görüldüğünü belirtmişlerdir. Sadece Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin dokusuna asit uygulaması yapılmamasının, kollajen fibrilleri tamamen açığa çıkartamayacağını ve kaliteli bir hibrit tabakasının oluşmayacağını da bildirmişlerdir.

Carvalho ve ark. (2011) adeziv sistem uygulaması öncesi Er,Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında; iki aşamalı self-etch adeziv sistem uygulaması öncesi lazer tatbik edilmiş örneklerin lazer uygulanmamış örneklere göre anlamlı şekilde daha zayıf bağlantı oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Ergücü ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada Er,Cr:YSGG lazer ve frez ile hazırlanan sınıf V kavite içerisindeki farklı adeziv sistemlerin sızıntısını incelemiştir. Araştırmacılar, çalışmada lazer uygulanmasının ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta daha az sızıntı olduğunu bildirmişler ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının ardından asitle pürüzlendirme işlemini tavsiye etmişlerdir.

Bu çalışmaya benzer olarak Gutknecht ve ark. (2001) Er,Cr:YSGG lazer ve konvansiyonel yöntemle hazırladıkları kavitelere mikrosızıntıyı

değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar frez kaviteleri ve lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bununla birlikte asitle pürüzlendirme yapılmadan lazerle hazırlanan örneklerde sızıntının en fazla olduğunu bildirmişler. Sonuç olarak Er,Cr:YSGG lazerle kavite hazırlanmasının ardından geleneksel kavite preperasyonlarındaki gibi asitle pürüzlendirme işlemini tavsiye etmişlerdir.

Bu çalışmalarda bizim çalışmamızla benzer yönde; asit uygulamasının lazerle pürüzlendirme işlemine göre daha iyi bağlanma gerçekleştirdiği ve lazer uygulamasının asitle henüz alternatif olamayacağı, lazer uygulamalarının asitle birlikte kullanılması gerektiği belirtilmiştir. Bununla birlikte sonuçları bizim çalışmamızdan farklı olan araştırmalar da mevcuttur.

Lin ve ark. (1999) ise Er,Cr:YSGG lazer destekli hidrokinetik sistemin, hem mine hem de dentin yüzeyindeki makaslama bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Mine dokularına, sadece asit uygulaması, lazer uygulaması sonrası asitle pürüzlendirme ve sadece lazerle pürüzlendirme işlemleri uygulanmış ve gruplar arasında makaslama bağlanma dayanımları açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Lazer ve konvansiyonel frez ile prepare edilip bağlanma dayanımı değerlendirmesi yapılan asitlenmemiş dentin yüzeylerinde ise frez ve lazer ile prepare edilen gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Sung ve ark. (2005) dentin yüzeyine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; Er,Cr:YSGG lazer ve asit ile pürüzlendirme yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Hossain ve ark. (2002) mine ve dentin dokularının Er,Cr:YSGG lazer ve asit uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüklerini değerlendirdikleri çalışmalarında lazer uygulamasının asit uygulamasına alternatif olabileceğini belirtmişlerdir.

Karaman ve ark. (2012) Er, Cr:YSGG lazer veya asit ile pürüzlendirme sonrasında uygulanan fissür örtücülerin 18 aylık klinik performanslarını değerlendirdikleri bir çalışmada asit ve lazer uygulamalarının benzer performans gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Mine dokuları üzerinde yapılan bazı çalışmalarda, lazer ve asitle pürüzlendirmenin mine-adeziv bağlanma dayanımları karşılaştırılmış lazer ile pürüzlendirilen gruplar ile asit uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (Üşümez ve ark., 2002; Üşümez ve Aykent, 2003).

Bu çalışmalar bize lazer ile pürüzlendirme tekniğinin asit ile pürüzlendirme tekniğine benzer olduğunu söylemektedirler. Bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan ayrı olarak Er, Cr: YSGG lazerin standart başlığı kullanılarak pürüzlendirme işlemi yapılmıştır. Turbo başlığın standart lazer başlıklarından farkı uygulama esnasında dokudan 3-5 mm uzaklıkta çalışarak ve 500,700 veya 900 mikron spot çapına sahip turbo uçların kullanılıyor olmasıdır. Bu bilgiler ışığında, geleneksel lazer uygulamalarının turbo başlıklı Er, Cr: YSGG lazerle karşılaştırıldığı yeni çalışmaların yapılması gereklidir.

Bizim yaptığımız çalışmada, kompozit rezin materyalleri arasında bağlanma dayanımı ölçüm değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Flury ve ark. (2014), bulk-fill kompozit rezinlerin farklı kalınlıklardaki mikrosertlik ve dentin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; 2,4 ve 6 mm'lik kalınlıklardaki konvansiyonel nanohibrit kompozit olan Filtek Supreme XTE ve SDR, Filtek Bulk Fill, X-tra Fil ve Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit rezinlerini kullanmışlardır. Kontrol grubu olarak kullanılan konvansiyonel kompozit rezin grubunda (Filtek Supreme XTE), dentin bağlanma kuvvetlerinde kalınlık artışı ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı derece düşüş görülmüştür. SDR, Filtek Bulk Fill, X-tra Fil ve Tetric EvoCeram Bulk Fill çalışma gruplarında ise dentin bağlantı kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiş; kalınlık artışı ile dentin bağlantı kuvvetlerinde düşüş sadece Tetric EvoCeram Bulk Fill materyalinde gerçekleşmiştir.

Omran ve ark. (2016)'nın iki çeşit bulk-fill kompozit rezin (Tetric EvoCeram Bulk Fill, SDR) ve bir çeşit fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (EverX Posterior) ve kontrol grubu olarak da G-aenial Anterior kullanarak yaptıkları çalışmalarında; diş dokularına 2,4 ve 6 mm kalınlığında kompozit rezinler uygulayarak; kompozit rezin

tatbikinde uygulanan tabaka kalınlığının makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Kalınlık arttıkça bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını bildirmişlerdir. Ancak aynı kalınlıklardaki bulk fill kompozit rezinler ile fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler arasında bağlanma dayanımında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Güner (2015)'in bulk-fill kompozitlerin farklı ışık güçleri ve sürelerde polimerizasyon sonrası dentine bağlanma dayanımlarının ve mikrosızıntı değerlerinin incelediği çalışmasında; kontrol grubu için Grandio (VOCO) ve Grandio Flow (VOCO) kullanılırken, çalışma gruplarında akışkan bulk-fill kompozit SDR® (Dentsply) ve X-tra Base (VOCO); kondanse edilebilen bulk-fill kompozit olarak Quixfil (Dentsply) ve X tra Fil (VOCO) kullanılmıştır. Adeziv olarak self etch Xeno V+ (Dentsply) ve Futurabond DC (VOCO) kullanılmıştır. Grandio (Kontrol Grubu) nun bağlanma dayanım değerleri SDR, QuixFil, X-tra Fil gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş, bulk-fill kompozit materyallerin kendi aralarındaki güç ve süre kombinasyonlarında istatistiksel olarak belirgin farklar yoktur.

Nicoleta ve ark. (2014) bulk fill rezin kompozitlerin süt dişi ve daimi dişlerdeki makaslama bağlanma kuvvetlerini araştırmışlardır. 3mm çapında ve 4mm yüksekliğindeki SDR ve Tetric EvoCeram Bulk Fill test numuneleri süt dişi ve daimi diş substratlarına uygulanmış ve 5000 siklus ile yaşlandırılmıştır. Adeziv olarak ise Xeno V ve Adhes OneF'den oluşan tek aşamalı self etch sistemler kullanılmıştır. Çalışmada en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri kombinasyonunu Xeno V ve SDR'nin daimi diş üzerine uygulandığı grup göstermiştir.

Colak ve ark. (2016) çalışmalarında, 2 çeşit bulk-fill kompozit rezin (SonicFill Bulk Fill, Tetric EvoCeram Bulk Fill) ve 2 çeşit geleneksel kompozit rezin (Herculite XRV Ultra, Tetric EvoCeram) kullanarak, bu kompozitlerin total etch adeziv sistemi uygulanmış dentin dokularına bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir. En yüksek bağlanma dayanımına bir nanohibrit kompozit rezin olan Herculite XRV Ultra grubunda, en düşük bağlanma dayanımına ise Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit rezin grubunda rastlanmıştır. Bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olsa

da; bu kompozit rezinlerin diğerk iki kompozit rezin grubuyla aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Nouha (2014) iki farklı bulk-fill kompozit (Venus Bulk Fill, Surefil SDR flow) bir adet fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (everX posterior) ve bir adet mikrohibrit kompozit rezinin (Filtek™ Z250) dentin dokularına makaslama bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmasında; dentin yüzeylerine iki basamaklı adeziv sistem ile kompozit rezinleri üretici firmaların talimatları doğrultusunda 4mm tabakalar halinde uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımlarını incelemiştirlerdir. Çalışma sonucunda gruplar arasında bizim çalışmamıza benzer olarak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezi olan farklı yüzey işleme teknikleriyle pürüzlendirilmiş dentin dokularına restorasyon amacıyla uygulanan bulk-fill kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit rezin grubuna göre makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin herhangi bir fark oluşturmayacağı bulgularla desteklenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasından elde edilen veriler göz önüne alınarak şu sonuçlara varılabilir;

1. Lazerle dentin dokularının pürüzlendirilmesi asit ile pürüzlendirme yöntemine alternatif olabilecek etkide değildir. Lazerlerin asit yerine kullanılabilir hale gelmeleri için sert dokulara etkilerini arttıracak şekilde geliştirilmeleri gerekir.
2. Lazerle pürüzlendirilen örnekler, asit uygulanmış örnekler kadar bağlanma dayanımı göstermese de diş yüzeylerine uygulandığında, işlem uygulanmamış örneklerle göre çok daha iyi bağlanma dayanımı sergilemiştir. Çalışmamızda lazer parametreleri üretici firma talimatlarındaki haliyle kullanılmıştır. Turbo başlıkla farklı parametreler kullanılarak uygulanan lazerle pürüzlendirmenin bağlanma dayanımına olan etkisinin arttırılmasına yönelik, ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.
3. Çalışmamızda kullanılan bulk-fill kompozitler ve geleneksel mikrohibrit rezin kompozitler arasında bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ancak bulk-fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımlarının araştırıldığı çalışmalar oldukça azdır. Gelecekte, bulk-fill kompozitlerin performanslarının araştırıldığı; klinik çalışmalarla da desteklenen daha fazla sayıda *in vitro* çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent*, 31: 437-444.

Al-Salehi SK, Burke FJ. (1997). Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 28(11):717-723.

Alaçam T. (2000). Endodonti. Ankara: Fakülteler Kitapevi Baris Yayınları.

Albers HF. (2016). Tooth Coloured Restoratives: Principles and Techniques. 9th Ed., Canada, BC Decker Inc.

Altun C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*, 47(1): 77-82.

Ana PA, Miyakawa W, Zezell DM. (2007). Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. *Laser Phys Lett*, 11:827-834.

Anusavice KJ. (2003a). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res*, 17:43-8.

Anusavice KJ. (2003b). Philips Science of Dental Materials. 11th Ed. China, Saunders Elsevier.

Aranda, W., Courson, F., Degrange, M. (2005). In vitro evaluation of a simulated oral environment of different materials for pit and fissure sealing. *European Cells and Materials.*, 9: 73-74.

Arısu HD, Bala O, Üçtaşlı MB. (2008). Halojen veya led ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin barcoll sertlikleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 25(2): 19-24.

Asmussen E, Bowen RL. (1987). Adhesion to dentin mediated by Gluma: effect of pretreatment with various amino acids. *Scan J Dent Res*, 95(6):521-5

Asmussen E. (1985). Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Oper Dent*, 10(2):61-73

Baier RE. (1992). Principles of adhesion. *Oper Dent*, 5:1-9.

Barkmeier W, Hammesfahr P, Latta M. (1998). Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime & Bond 2.1. *Operative dentistry*, 24(1):51-6.

Barutçugil Ç. Kürklü D. Barutçugil K. Arslan H. (2013). Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine üniversal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının incelenmesi. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg*, 21(3);324-330.

Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium- garnet laser system. *Angle Orthod*, 77(1):117-23.

Bayne CS, Thompson YJ. (2011). Art and Science of Operative Dentistry 5. Edition. İstanbul: Güneş kitabevi Part 4: p: 181-191.

Bayne SC, Herman HO, Edward J. (1994). Update on dental composites restorations. *J Am Dent Assoc*, 125: 687-701.

Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 27: 117-124.

Berk N, Başaran G, Özer T. (2008) Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *The European Journal of Orthodontics*, 30(2):183-9.

Bonar LC, Lees S, Mook HA. (1985). Neutron diffraction studies of collagen in fully mineralized bone. *J Molec Biol*, 181: 265-270.

Botsalı MS, Şener Y. (2008). Farklı ışık kaynaklarının pit ve fissür örtücülerin yüzey sertliği üzerine etkilerinin araştırılması. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 17: 98-102.

Botta SB, da Ana PA, Zezell DM, Powers JM, Matos AB. (2007). Adhesion after erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. *Lasers Med Sci*.

Bowen RL. (1999). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963; 66: 57–64. Söderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe *J Am Dent Assoc*, 130(2):201-9

Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, Singer JM. (2006). Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and C factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater*, 22:818-23.

Brännström M, Nordenvall KJ. (1977). The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *Journal of dental research*, 56(8):917-23.

Brannström M. (1982). *Dentin and pulp in restorative dentistry*, London: Wolf Medical.

Browning WD, Bracket WW, Gilpatrick RO. (1999). Two year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. *Oper Dent*, 24(1):26-30.

Bucuta S, Ilie N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Invest*, 18: 1991–2000.

Buonocore, M.G. (1955). A Simple Method of Increasing The Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.*, **34**: 849-853.

Burgess JO, Walker R, Davidson JM. (2002). Posterior resin-based composites: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5): 465-479.

Cagle CV. (1973). *Handbook of adhesive bonding*, ed 1, New York: McGraw-Hill.

- Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6):394-8.
- Carvalho AO ve ark. (2011). Bond Strength of Adhesive Systems to Er,Cr:YSGGLaser-Irradiated Dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*.29;11.
- Castro FL, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. (2103). Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *J Appl Oral Sci*, 21(2): 157-162.
- Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martinez A, Flores J, Rodriguez J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14: E51-56.
- Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, Francisconi PAS, Navarro MFL. (2003). Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *J Appl Oral Sci*, 11: 96-101.
- Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH. (1999). Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent*, 24(6):331-6.
- Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. (2001). Polymerization contraction stress in lightcured packable composite resins. *Dent Mater*, 17(3): 253-259.
- Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. (2011). BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *Dent Mater*, 27: 1187-1195.
- Chen MH. (2012) Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89: 549-560.
- Chigira H, Koike T, Hasegawa T, Itoh K, Wakumoto S, Hayakawa T. (1989). Effect of the self etching dentin primers on the bonding efficacy of a dentin adhesive. *Dent Mater J*, 8(1):86-92.

- Chou, J.C., Chen, C.C., Ding, S.J. (2009). Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surg.*, 27: 481-486.
- Colak H, Ercan E, Hamidi MM. (2016). Shear bond strength of bulk- II and nano-restorative materials to dentin. *Eur J Dent* 10:40-5.
- Coluzzi DJ. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am*, 44(4):753-765.
- Cooley, R.O. (1984). Status report on enamel bonding of composite performed laminate and laboratory fabricated resin veneers. *J Am Dent Assoc.*, 109: 762-764.
- Cox, C.F., White, K., Ramus, D.L., Farmer, J.B., Snuggs, H.M. (1992). Reperative dentin: factors affecting its deposition. *Quintessence Int.*, 23: 257-270.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. (2000) Dental materials properties and manipulation. 7th Ed., ABD: Mosby, 57-78.
- Craig RG. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Rest Dent Mater*, 244-267.
- Çehreli SB, Gungor HC, Karabulut E. (2006). Er,Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study. *J Adhes Dent*, 8(6):381-6
- Davis N. (2003). A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 662-7.
- Dayangaç BG. (2011a). Adeziv Sistemler. İn: Kompozit Restorasyonlar. 2.baskı, İstanbul, Quintessence, 2: 25-58.
- Dayangaç BG. (2011b). Kompozit rezinler. İn: Kompozit Restorasyonlar. 2.baskı, İstanbul, Quintessence. 1: 1-24.
- Dederich DN, Bushick RD. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 135; (2):204-12; quiz 29.

Deliktaş D, Ulusoy N. (2006). Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 33(3): 1-10.

Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium on Quixfil. <http://www.dentsplymea.com/products/restorative/composites/quixfil> Son erişim tarihi: 10.11.2016.

Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium SDR™. <http://dentsplymea.com/products/restorative/composites/sdr> Son erişim tarihi: 08.11.2016.

Duke SE, Lindemuth J. (1991). Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent*, 4:241-254.

Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, 21(7):616-24.

El Araby AM, Talic YF. (2007). The effect of thermocycling on the adhesion of selfetching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2): 17-24.

Emiroğlu A. (2015). Er,Cr;YSGG lazer veya asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uygulanan cam iyonomer ve cam karbomer dolguların makaslama dayanımlarının incelenmesi. Marmara Üniversitesi. İstanbul.

Ergucu Z, Celik E, Turkun M. Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser and bur preparation. *General dentistry*, 55(1):27-32.

Ersoy M, Özel E, Gökçe K. (2007). Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 17(1): 28-31.

Eversole LR, RizoIU IM. (1995). Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc*, 23(12):41-7.

- Featherstone JD, Fried D. (2001). Fundamental Interactions of Lasers with Dental Hard Tissues. *Medical laser application*, 16(3):181-94.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. (1998). In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler matrix coupling. *J Biomed Mater Res*, 42(3): 465-472.
- Ferracane JL. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4):302-18.
- Ferracane JL. (2005). Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 21: 36–42.
- Ferracane JL. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*, 22(3):211-22.
- Ferracane JL. (2011). Resin composite state of the art. *Dent Mater*, 27(1): 29–38.
- Flury S, Peutzfeldt A and Lussi A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dent Mater*, 30:1104-1112
- Flury S., Lussi A., Hickel R., Ilie N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*, 17 (9): 2127-2137
- Fortin D, Vargas MA. (2000). The spectrum of composites: New techniques and materials, *J Am Dent Assoc*, 131: 26-30.
- Fu B, Hannig M. (1999). Effects of air abrasion and acid etching on the microleakage of preventive Class I resin restorations: an in vitro study. *J Esthet Dent*, 11(3):143-8.
- Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. (2011). Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater*, 27: 1079-1085.

Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J. Dent.*, 27:89-99,

Garberoglio R, Brannström M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, 21:355-362.

Garcia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. (2006). Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11: 215-220.

Geraldi S, Perdigao J. (2003). Microleakage of a new restorative system in posterior teeth. *J Dent Res*, 81: 1276.

Gladwin M, Bagby M. (2009). Clinical aspects of dental materials. Theory, practice, and cases. 3. Basım. Çin: Lippincott Williams & Wilkins; 55-73.

Gonulol N, Ozer S, Tunc ES. (2016). Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *Int J Paediatr Dent*, 26(5):376-82.

Goodis HE, Fried D, Gansky S, Rechmann P, Featherstone JDB. (2004). Pulpal safety of 9,6 nm TEA CO₂ laser used for caries prevention. *Lasers Surg Med*, 35:104-110.

Grayson, W.M. (1993). Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int.*, 24, 606- 617.

Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. (1994) *Dental Materials*. International Organization For Standardization (ISO TR 11405).

Guirguis R, Lee J, Conry J. (1999). Microleakage evaluation of restorations prepared with air abrasion. *Pediatr Dent*, 21(6):311-5.

Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. (2001). Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers Surg Med*, 28(4):371-4.

Güner Cs. (2016). Farklı Işık Yoğunlukları Ve Sürelerin Bulk-Fill Kompozit Sistemler Üzerine Etkilerinin Bağlanma Dayanımı Ve Mikrosızıntı Yönünden İncelenmesi. Marmara Üniversitesi. İstanbul.

Gwinnett, A.J. ve Kanca, J. 3rd. (1992). Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *American Journal of Dentistry*, 5, 19-23.

Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17(2):165-169

Hatibovic-Kofman S, Wright GZ, Braverman I. (1998). Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent*, 20(3):173-6.

Heymann, H.O. ve Bayne, S.C. (1993). Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *Journal of the American Dental Association*, 124, 26- 36.

Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. (2003). Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil*, 30(5):515-21.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. (1999). Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17(4):155-9.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. (2002). Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er, Cr: YSGG laser irradiation in primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 26(4):377-82.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. (2001). Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*, 19(6):297-303.

Ilie N, Bucuta S, Draenert M. (2013b). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assesment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 38(6): 618-625.

Ilie N, Hickel R. (2009). Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater*, 25: 810-819.

Ilie N, Kessler A, Durner J. (2013a). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*, 41: 695-702.

Ilie N, Stark K. (2014). Curing behavior of high viscosity bulk-fill composites. *J Dent*. 42(8): 977-985.

Ilie N, Stark K. (2015). Effect of different curing protocols on the mechanical properties of lowviscosity bulk-fill composites. *Clin Oral Invest*, 19(2): 271-279.

Ishikawa I, Sasaki KM, Aoki A, Watanabe H. (2003). Effects of Er: YAG laser on periodontal therapy. *J Int. Acad Periodontol*, 5:23-28.

ISO Technical Report 11405. (2003). Guidance on testing of adhesion to tooth structure 1-24.

Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill. <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorative-materials/tetric-evocerambulk-> fill Son erişim tarihi: 09.11.2016.

Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill. <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/tetric-n-ceram-bulk-fill> Son erişim tarihi: 09.11.2016.

James B. Summitte, J. William Robbins, Thomas J.Hilton, Richard S. Schwartz. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. Third Edition. 91-95. Quintessence Publishing.

Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16: 41-47.

Jones SJ, Boyde A. (1984). Ultrastructure of dentin and dentinogenesis. Boca Raton: CRC Press, 81-134.

Kanca J. (1992). Resin bonding to wet substrate: 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int*, 23:39-41. 156.

Karabela MM, Sideridou ID. (2008). Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent Mater*, 24: 1631-1639.

Karabela MM, Sideridou ID. (2011). Synthesis and study of physical properties of dental lightcured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater*, 27: 1144-1152.

Karaman E ve ark. 2012. Farklı pürüzlendirme yöntemleriyle uygulanan fissür örtücülerin 18 aylık klinik performanslarının değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 29(1): 33-40, 2012

Kerr Corporation. SonicFill Portfolio of Scientific Research. <https://www.kerrdental.com/ca/kerr-restoratives/sonicfill-sonic-activated-bulk-fillcomposite> Son erişim tarihi: 09.11.2016.

Khaled SM, Miron RJ, Hamilton DW, Charpentier PA, Rizkalla AS. (2010). Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. *Dent Mater*, 26: 169-178.

Kılınç E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. (2009). Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg*, 27:565-570.

Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. (2015a). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*, 43: 430-439.

Kim RJ, Son SA, Hwang JY, Lee IB, Seo DG. (2015b). Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of

composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *J Dent*, 43: 1093-1098.

Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. (2000). Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. *J Clin Periodontol*, 27(10):715-21.

Kinch AP, Taylor H, Warltler R, Oliver RG, Newcombe RG. (1988). A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(6):476-83.

Koray F, Yücel T. (2002). Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD*, 71: 16-23.

Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. (2001). Hardness evolution of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17: 309-315.

Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. (2012). Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater*, 28: 801–809.

Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. (2002). Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18:359-369.

Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association*, 138(12):1599-603.

Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. (2012). New insight into the depth of cure of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*, 28; 512–520.

Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. (2014). Physicomechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*, 42(8): 993-1000.

Lessa, F.C., Mantovani, C.P., Barroso, J.M., Chinelatti, M.A., Palma- Dibb, R.G., Pécora, J.D., Borsatto, M.C. (2007). Shear bond strength to primary enamel: influence of Er:YAG laser irradiation distance. *J Dent Child (Chic)*, 74: 26-29.

Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoio I. (1999). Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(4):451-5.

Luddin N, Ngo H, McIntyre J, Abbott J. (2006). Comparative study of the ultrastructure and adhesive properties of enamel prepared by Er:YAG laser and conventional bur. *J Oral Appl*, 6:89-94.

Lupi-Pégurier, L., Bertrand, M.F., Genovese, O., Rocca, J.P., Muller- Bolla, M. (2007). Microleakage of resin-based sealants after Er:Y AG laser conditioning. *Lasers Med Sci*, 22: 183-188.

Manhart J, Huth KC, Chen HY, Hickel R. (2004). Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *Am J Dent*, 17(1):12-8.

Manhart J, Kunzelman KH, Chen HY, Hickel R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 16(1): 33-40.

Marshall GW. (1993). Dentine microhardnes and characterisation. *Quintessence Int*, 24:606

Marshall JS, Bayne S, Baier R, Tomsia PA, Marshall GW. (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater*, 26:11-16.

Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Peñín UA. (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(3):280-8.

Mason, P.N., Ferrari, M., Cagidiaco, M.C. ve Davidson, C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry*, 24, 217-222.

McCabe J, Walls A. (1998). Properties used to characterize materials. *Appl Dent Mater*, London: Oxford, Blackwell Science.

McCabe JF, Walls AWG. (1998). Resin Based Filling Materials. In: *Applied Dental Materials*. 8th Ed., USA: Blackwell Publishing; 169

McDonough WG, Antonucci JM, Dunkers JP. (2001). Interfacial shear strengths of dental resinglass fibers by the microbond test. *Dent Mater*, 17: 492-498.

Meng CL, Wang WN, Yeh IS. (1997). Fluoridated etching on orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112(3):259-62.

Mercer C. (1996). Lasers in dentistry: a review. Part 1. *Dent Update*, 23(2)74-80.

Meurman JH, ten Cate JM. (1996). Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. *Eur J Oral Sci*, 104:199-205. 158

Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. (2002b). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23: 2955-2963.

Mills RW, Uhl A, Jandt KD. (2002a). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 193: 459-463.

Mitra SB, Wu D, Holmes BN. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134(10): 1382-1390.

Moore KB, Avery DR. 8. (2004). Dental materials. In: McDonald RE, Avery DR, Dean JA, editors. *Dentistry for the child and adolescent*. 8th., USA: Mosby; 16: 333-352.

Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Wernisch J, Sperr W. (1996). Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg*, 14(3):133-6.

- Moritz A, Schoop U, Strapl M, Wintner E, Moritz A, Beer F, et al. (2006). Cavity preparation. *Oral Laser Application Berlin: Quintessenz*. 75-136.
- Moszner N, Salz U, Zimmerman J. (2005). Chemical aspect of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater*, 21:895-910.
- Munksgaard EC, Asmussen E. (1984). Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res*, 63(8):1087-9.
- Murchison DF, Chan DC, Cooley RL. (2001). Direct Anterior Restorations. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing. 236-238.
- Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. (1992). Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int*, 23:135-141.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Bio Mat Res*, 16:265-273.
- Nakabayashi N, Pashley DH. (1998). *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Tokyo, Japan: Quintessence Publishing Co, Inc, 21-35.
- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. (1999). Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res*, 78:1298-303.
- Nakajima, M., Sano, H., Burrow, M.F., Tagami, J., Yoshiyama, M., Ebisu, S. ve ark. (1995). Tensile Bond Strength and SEM Evaluation of Caries-affected Dentin Using Dentin Adhesives. *Journal of Dental Research*, 74, 1679-1688.
- Nguyen D, Chang K, Hedayatollahnajafi S, Staninec M, Chan K, Lee R, et al. (2011). High-speed scanning ablation of dental hard tissues with a $\lambda = 9.3 \mu\text{m}$ CO₂ laser: adhesion, mechanical strength, heat accumulation, and peripheral thermal damage. *Journal of biomedical optics*, 16(7):071410.

Nicoleta Ilie, Christian Schoner, Katharina Bücher, Reinhard Hickel. (2014). An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent.* 42:850-855

Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O. (1980). Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American journal of orthodontics*, 78(1):99-108.

Nouha As. (2014). Shear Bond Strength Of Three Bulk-Fill Composites And Conventional Composites Restorative Material To Dentine : In-Vitro. Yeditepe University. İstanbul.

O'Brien WJ. (2002). Dental Materials and Their Selection. 3th Ed., Kanada: Quintessence Publishing Co Inc.

Oei JD, Zhao WW, Chu L, DeSilva MN, Ghimire A, Rawls HR, Whang K. (2012). Antimicrobial acrylic materials with in situ generated silver nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 100(2):409-15.

Olivi M, Olivi G.(2015). Physics of Laser. Lasers in Restorative Dentistry, Berlin: Springer; 39-50.

Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. (2016). Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Invest*, 1953-6.

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. (2010). 12- year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res*, 89: 1063–1067.

Owens BM., Rodriguez K.H. (2007). Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8 (2): 43-51.

Ölmez A, Tuna D. (2002). Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler, *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5(1): 52-57.

Önal B. (2004). Kompozit dolgu maddeleri. İn: Restoratif dişhekimliğinde maddeler ve uygulamaları. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 20: 65-146.

Öner E. (2015). Turbo-Er,Cr:YSGG uygulamalarının mine rezin bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi. Trabzon.

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling. *Dent Mater*, 24: 1501–1505.

Pashley DH, Carvalho RM. (1997). Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent*, 25:355-372.

Pashley DH. (1991). Clinical correlation of dentin structure and function. *J Prosthet Dent*, 66: 777-781.

Pashley, D.H. (1985). The relationship between dentin microhardness and tubule strength. *Endod. Dent Traumatol*, 1: 176-179.

Pasquantonio G, Tay FR, Mazzoni A, Suppa P, Ruggeri A, Jr., Falconi M, et al. (2007). Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*, 23(4):513-8.

Pehlivan N, Karacaer Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinin güçlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, 31(3): 160-166.

Perdigao J, Swift EJ Jr. (2011). Art and science of operative dentistry 5. Edition. Ankara: Güneş kitabevi; Part 5: 245-280.

Perdigao J, Swift EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. (1994). In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentine bonding systems to different dentine substrates. *J Dent Res*, 73:44-55.

Peutzfeldt A, Asmussen E. (2005). Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res*, 84(7): 659-662.

Peutzfeldt A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97-116.

Phillips RW. (1991). Skinner's science of dental materials. Ed 9. Philadelphia: WB Saunders CO 11-28. 160

Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. (1999). A survey output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J Dent*, 27: 235-241.

Pogrel M, Muff D, Marshall G. (1993). Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. *Lasers in surgery and medicine*, 13(1):89- 96.

Price RB., Felix, CA., Andreou P. (2003). Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc*. 69 (10): 666-666i.

Probster L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 5:409-14.

Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. (1993). Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. Mar 31;3:CD

Rawls RH, Whang K. (2012). Resin- based composites. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH, editors. Phillips' science of dental materials. 12th., China: Elsevier Saunders, 13: 275-306.

Reyto R. (2001). Lasers and air abrasion: New modalities for tooth preparation. *Dent Clin North Am*, 45(1):189-206.

Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. (2011). Kompozit Restorasyonlara Giriş. Roberson TM., Heymann HO, Swift EJ. Editör, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (çeviri)'de, 5. Baskı, Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri Ltd Şti. ;243-280.

Robertson, T.M., Heymann, H., Swift, E.J. (2006). Art and Science of Operative Dentistry, USA: Mosby Elsevier, Ed 5.

Rueggeberg FA, Margeson DH. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*, 69: 1652- 1658.

Sakaguchi RL, Powers JM. (2012). Restorative Materials: Composites and Polymers. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's Restorative Dental Materials. 13th Ed., USA, Mosby Elsevier. 161-198.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*. 10(4):236-40.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10(4):236-240.

Saraç D, Saraç Ş, Külünk Ş, Ural C, Külünk T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, 96: 33-40.

Sarrett DC. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, 21: 9–20.

Say EC, Karakaya S, Soyman M, Özer F, Tagami J. (2003). Self-etch sistemler ile hibridizasyon; SEM çalışması. *Hacettepe Dis Hek Fak Derg*, 27:7-11.

Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *J Oral Sci*, 53: 413-419.

Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. (1996). Fundamentals of Operative Dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, Inc, 141-186. 161

Scott JH, Symons NBB. (1974). Introduction to dental anatomy ed 7, Edingburg: Churchill Livingstone, 33-42.

Senawongse P, Pongprueksa P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*, 19: 265-275.

Sengun, A., Ozer, F. ve Ceylan, N. (2002). Bonded surface area and bond strength: A micro-shear test. *Journal of Dental Research*, 428, 283

Shimada Y, Tagami J. (2003). Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent*, 28(1):20–27.

Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. (2004). Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil*, 31(7):689-94.

Shofu Dental Corporation. Beautifil-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities http://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/BeautifilBulk_GB_2015-09.pdf
Son erişim tarihi: 09.11.2016.

Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res*. 87: 84–88.

Sideridou ID, Tserki V, Papanastasiou G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24: 655-665.

Söderholm KJ, Mariotti A. (1999). Bis-GMA-based resins in dentistry: Are they safe? *J Am Dent Assoc*. 130(2): 201-209.

Sundaram G, Bartlett D, Watson T. (2004). Bonding to and protecting worn palatal surfaces of teeth with dentine bonding agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31;505-509.

Sundram F. Roberts P. Kennedy B. Pavord S. (2004). Thrombotic thrombocytopenic purpura associated with statin treatment. *Postgrad Med J*. ;80(947):551-2.

Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, RizoIU IM. (2005). Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent*,30(1):45-9.

Sungurtekin, E., Ozt As, N. (2010). The effect of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth. *Lasers Med Sci.*, 25: 841-847.

Swift E.J.Jr. (1998). Bonding systems for restorative materials. A comprehensive review. *Pediatric Dent.*, 20:80-84.

Swift EJ. (2005). Ask the experts: nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*, 17(1): 3-4.

Szabo, J., Szabo, I., Trombitas, S.K. (1984). Inter-odontoblastic fiber in human dentine observed by SEM. *Arch. Oral Biol.*, 29: 161-165.

Şahin D, Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. (2009). Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, 12(1): 22-28.

Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. (2014). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of highviscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Invest*, 19(4): 831-840.

Taşveren S. (2005). İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 8(2): 94-97.

Tay, F.R., Pashley, D.H. (2001). Aggressiveness of contemporary self etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers, *Dent Mater.*, 17 ; 296–308.

Ten Cate RA, (1995). The experimental investigation of odontogenesis. *Int. J. Dev. Biol.*, 39: 5-11

Thomas, H.F., Carella, P. (1984). Correlation of SEM and TEM of human dentinal tubules. *Arch Oral Bio.*, 28: 641-646.

Torneck, C.D. (1989). Oral Histology, Development, Structure and Function. CV: Mosby, St. Louis.

Trushkowsky RD. (2003). Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: Aschheim KW, editor. Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials. USA: Mosby, 83-108.

Uhl, A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. (2002). Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 63: 729-738.

Uno S, Finger WJ. (1995). Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int*, 26:733-8.

Ünlü N, Çetin AR. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *T Klin J Dental Sci.* 14(3): 156-167.

Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er, Cr: YSGG hidrokinetik lazer sistemi. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 122(6):649-56.

Üşümez, A. Aykent, F. (2003). Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine uygulanan porselen laminate veneerlerin makaslama bağlantılarının karşılaştırılması. *T Klin diş Hek Bil*, 9:1-8.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesives to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28:647-660.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. (1998). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentine. *J Dent Res*, 77:50-61.

Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. (2003). Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent*, 31: 395-405.

Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi. (1991). The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res*, 70:889-893.

Van Noorth R. (2013). Introduction to dental materials. 4th Ed., China: Mosby Elsevier Ltd. 73-94.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6):1298-1307.

Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. (1996). Clinical assessments of the Erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scalling. *J Clin Laser Med Surg*, 14:67-75. 163

Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. (1996). Dentin shear strength: Effect of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater*, 109-115.

Watson TF, Bartlett DW. (1994). Adhesive systems; composites, dentine bonding agents and glass ionomers. *Br Dent J*, 176:227-232.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent Mater*, 21: 68-74.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanharle G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*, 8: 310-319.

Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26: 5095-5103.

Wittschier M. (2004). Çürük tedavilerinde lazer kullanımı: klinik uygulamalar üzerine bir çalışma. *Quintessence*, 3:23-30.

Woronko, G.A. J.R., S.T. Germain, H.A. J.R., Meiers, J.C. (1996). Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*, 21: 116-121.

Xu HH, Sun L, Weir MD, Antonucci JM, Takagi S, Chow LC. (2006). Nano DCPA-whisker composites with high strength and Ca and PO₄ release. *J Dent Res*, 85:722–727.

Xu HHK, Moreau JL, Sun L, Chow LC. (2010b). Novel CaF₂ nanocomposite with high strength and fluoride release. *J Dent Res*. 89: 739–745.

Xu HHK, Weir MD, Sun L, Moreau JL, Takagi S, Chow LC. (2010a). Strong nanocomposites with Ca, PO₄, and F release for caries inhibition. *J Dent Res*, 89: 19–28.

Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98(2):120-8.

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. (2000). Comparison of conventional versus self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent*, 25: 163-169.

Yousaf A, Aman N, Manzoor MA, Shah J. (2014). Postoperative sensitivity of self etch versus total etch adhesive. *JCPSP*, 24(6):383-6.

Zavala-Alonso V, Aguilera-Flores R, Patino-Marin N, Martinez-Castanon GA, Anusavice KJ, Loyola-Rodriguez JP. (2011). Nanostructure evaluation of healthy and fluorotic dentin by atomic force microscopy before and after phosphoric acid etching. *J Dent Mater*, 30: 546–553.

Zhou M. (2007). Surface analysis of dental composite and its polymeric overlayer model system by mass spectrometry. Thesis, Chicago, USA, s. 1-15.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~/Filtek-Bulk-Fill-Flowable-Restorative Son erişim tarihi: 10.11.2016.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~/Filtek-Bulk-Fill-Posterior-Restorative Son erişim tarihi: 10.11.2016.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Z250 Introduction for use.
<http://multimedia.3m.com/mws/media/219552O/filtek-z250-universal-restorativeinstructions-for-use.pdf> Son erişim tarihi: 08.12.2016.



ÖZGEÇMİŞ

| | | |
|---------------------------|---|--|
| Adı Soyadı | : | Kazım BAŞ |
| Doğum Yeri | : | Tokat |
| Doğum Tarihi | : | 22.01.1989 |
| Yabancı Dili | : | İngilizce |
| E-mail | : | kazimbasm@gmail.com |
| İletişim Bilgileri | : | Güzelyalı Mah. Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi |

Öğrenim Durumu :

| Derece | Bölüm/ Program | Üniversite | Yıl |
|---------------|------------------------------|---|------------|
| Lisans | Diş Hekimliği | Ege Üniversitesi | 2006-2012 |
| Uzmanlık | Diş Hastalıkları ve Tedavisi | Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2013- |

İş Deneyimi:

| Görev | Görev Yeri | Yıl |
|--------------|--|------------|
| Arş. Gör. | Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı | 2013- |