



**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YÜZEY TEDAVİLERİ UYGULANMIŞ BULK FİLL VE
POSTERİOR KOMPOZİTLERDE BAĞLANMA
KUVVETLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Mahmut KARACAN

DANIŞMAN

Doç.Dr. Bayram İNCE

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY TEDAVİLERİ UYGULANMIŞ BULK
FİLL VE POSTERİOR KOMPOZİTLERDE BAĞLANMA
KUVVETLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Mahmut KARACAN

DANIŞMAN

Doç.Dr. Bayram İNCE

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

**Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğünce desteklenmiştir. Proje No: DİŞ.16.017**

KABUL VE ONAY

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“Farklı yüzey tedavileri uygulanmış bulk fill ve posterior kompozitlerde bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırılması” isimli Doktora Tezi 21.04.2017 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Bayram İNCE
Tezi Teslim Eden : Dt. Mahmut KARACAN

Jüri Üyesinin

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan : Doç.Dr. Bayram İNCE

Üye : Doç.Dr. Emrullah BAHŞI

Üye : Yrd.Doç.Dr. Hakan KAMALAK

Üye : Yrd.Doç.Dr. Burak DAYI

Üye : Yrd.Doç.Dr. Nedim GÜNEŞ

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

21/04/2017

Doç.Dr. Hakkı Murat BİLGİN
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi, deneyim ve önerileri ile bana yol gösteren; destek ve anlayışını hiçbir zaman esirgemeyen; kendisinden çok şey öğrendiğim başta değerli Danışman Hocam Doç.Dr.Bayram İNCE'ye, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalımızın Değerli Öğretim Üyeleri Doç.Dr.Emrullah BAHŞI,Yrd.Doç.Dr. Şeyhmus BAKIR ve Yrd.Doç.Dr. Elif PINAR BAKIR'a, lazer çalışmalarımı kliniğinde gerçekleştirmemi sağlayan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Prof.Dr.Aslıhan ÜŞÜMEZ'e, stereomikroskop incelemeleri sırasında desteklerinden dolayı Prof.Dr.Aydın KETANİ'ye, istatistiksel çalışmalarda yardımcı olan Yrd. Doç. Dr.İsmail YILDIZ'a doktora eğitimim boyunca yanımda olan, yardımlarını esirgemeyen kıymetli çalışma arkadaşlarıma ve Restoratif AD çalışanlarına; yaşamımın her anında desteklerini ve sevgilerini hissettiğim, bu noktaya gelmemde en önemli etkiye sahip sevgili aileme; sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Ön Sayfalar	Sayfa No
Kabul ve Onay Sayfası.....	I
Teşekkür.....	II
İçindekiler Dizini	III
Resimler Dizini	V
Tablolar Dizini	VI
Grafikler Dizini	VII
Simgeler ve Kısaltmalar.....	VIII
Özet	IX
Abstract	XI
1-GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2-GENEL BİLGİLER ..	2
2.1. Kompozit Resinlerin Tarihçesi .	2
2.2.Kompozit Resinlerin Kimyasal Yapıları....	3
2.2.1.Organik Matriks.....	3
2.2.2.İnorganik Doldurucular.....	4
2.2.3. Ara Bağlayıcılar(arafaz).....	4
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	5
2.3.1.İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	5
2.3.2.PolimerizasyonYöntemlerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	8
2.4. Farklı Özellikteki Kompozitler.....	8
2.4.1.Ormoserler.....	8
2.4.2.Siloranlar.....	9

2.4.3.Kompomerler.....	9
2.4.4.Bulk fill Kompozitler.....	10
2.5. Diş Sert Dokularına Bağlanma.....	11
2.5.1. Minenin Yapısı ve Mineye Bağlanma.....	11
2.5.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma.....	12
2.6 Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi.....	14
2.6.1. Asitle Pürüzlendirme.....	14
2.6.2. Air Abrasyon Yöntemi.....	15
2.6.3. Lazerle Pürüzlendirme.....	16
2.6.3.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	16
2.6.3.1.1. Argon Lazer.....	16
2.6.3.1.2. Diyot Lazer.....	16
2.6.3.1.3.CO ₂ Lazer.....	16
2.6.3.1.4.Neodymium:YAG Lazer.....	17
2.6.3.1.5.Er:YAG Lazer.....	17
2.6.3.1.6.Er,Cr:YSGG Lazer..	18
2.7.Bağlanma Kuvveti Testleri.....	18
2.7.1. Çekme (Tensile) Testleri.....	21
2.7.2. Makaslama (Shear) Testleri.....	21
2.8.Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tipleri.....	21
3-GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
4-BULGULAR.....	39
5-TARTIŞMA.....	52
6-SONUÇLAR.....	65
7-KAYNAKLAR.....	66
8-ÖZGEÇMİŞ.....	78
9-ORJİNALLİK RAPORU.....	79

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Er:YAG lazer

Resim 2: R02-C başlık

Resim 3: Koruyucu lazer gözlüğü

Resim 4: %35'lik Ortofosforik Asit

Resim 5: Universal Single Bond

Resim 6: 3M ESPE Filtek P60

Resim 7: 3M ESPE Bulk fill

Resim 8: Tetric N Ceram

Resim 9: Tetric N Ceram Bulk fill

Resim 10: Elipar™ FreeLight LED Işık Cihazı

Resim 11: Uygulama aşamaları

Resim 12: Instron 2510-105 USA

Resim 13: Instron 2510-105 USA

Resim 14: Stereomikroskop

Resim 15: Adeziv kırık

Resim 16: Koheziv dentin kırık

Resim 17: Koheziv rezin kırık

Resim 18: Miks kırık

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: İnorganik doldurucu büyüklük ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Tablo 2: Kullanılan materyallerin isimleri ve üretici firmalar

Tablo 3: Çalışma Grupları ve Uygulamaları

Tablo 4: Gruplarda saptanan ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri

Tablo 5: 3M P60 posterior uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

Tablo 6: 3M Bulk fill uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

Tablo 7: Tetric N Ceram uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

Tablo 8: Tetric N Ceram Bulk fill uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

Tablo 9: Lazer uygulanan gruplarda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

Tablo 10: Asit uygulanan gruplarda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

Tablo 11: Kontrol grubunda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

Tablo 12: Kırılma tiplerinin sayısal değerleri

GRAFİKLER

Grafik 1: Kırılma tipleri ve yüzdeleri



SİMGELER ve KISALTMALAR

Er:YAG: Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet

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

CO₂: Karbondioksit

Hz: Hertz

Nd:YAG: Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet

⁰C: Derece Celsius

mm/dk: Milimetre/dakika

mm: Milimetre

mm²: Milimetrekare

cm: Sanimetre

UV: Ultraviyole

sn: Saniye

pH: Power of Hydrogen

W: Watt

mJ: Milijoule

N: Newton

µm: Mikrometre

EDTA: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit

HEMA: 2-hydroxyethylmethacrylate

Bis-GMA: Bis-phenol A diglycidylmethacrylate

UDMA: Üretandimetakrilat

TEGDMA: Trietilenglikoldimetakrilat

LED : LightEmittingDiode

nm: Nanometre

MPa: Megapaskal

ark : Arkadaş

p : İstatistiksel anlamlılık

< : Küçüktür

>: Büyüktür

Farklı Yüzey Tedavileri Uygulanmış Bulk Fill ve Posterior Kompozitlerde Bağlanma Kuvvetlerinin Karşılaştırılması

ÖZET

Amaç; Dentin yüzeyinin asitle ve lazerle pürüzlendirilmesi bağlanma kuvvetlerini artırmak amacıyla yapılmaktadır. Bu çalışmada kompozitlerin hem tabakalama yöntemleri hem de pürüzlendirme yöntemlerinin dentine olan bağlanma dayanımı üzerinde etkisi incelenmiştir.

Materyal ve metod; Çalışmamızda 180 adet çürüksüz, restorasyonsuz üçüncü molar diş kullanıldı. Dişler dentin yüzeyi yere paralel olacak şekilde 3cm ve 6cm kenarlara sahip ve 4cm boyunda dikdörtgen plastik kalıplara kökleri içinde kalacak şekilde soğuk akril yardımıyla yerleştirildi. Örnekler rastgele üç ana gruba (n=60) ayrıldı. 1.grup asitle pürüzlendirme, 2.grup lazerle(Er:YAG) pürüzlendirme ve 3.grup kontrol grubu olacak şekilde gruplandırıldı. Her grupta 4 alt gruba ayrıldı. Alt gruplardaki örneklerin dentin yüzeylerinde dört farklı restoratif dolgu materyali kullanıldı. Restoratif dolgu materyalleri çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine konularak dentin yüzeyinde polimerize edildi. 3M P60, 3M Bulk fill,Tetric N Ceram and Tetric N Ceram Bulk fill restoratif materyalleri kullanıldı. Tek aşamalı self-etch Universal Single Bond kullanıldı. Instron universal test cihazına yerleştirilen örneklere 1 mm/dak. hızda makaslama kuvveti uygulanarak kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Elde edilen değerler MPa cinsinden kaydedildi. Kırılan yüzeyler, x40 büyütmede stereomikroskopta incelenerek kırık tipleri tespit edildi.

Bulgular: 3M posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile pürüzlendirmenin pürüzlendirme yapılmayan gruba göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Tetric N Ceram ve Tetric N Ceram bulk fill uygulanan örneklerde asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0,05$). Bu çalışmada lazer uygulanan gruplarda Tetric N Ceram ile Tetric N Ceram bulk fill arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer gruplarda tabakalama ve bulk fill tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0,05$).

Sonuç: Lazerle pürüzlendirme asitle pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir. Bulk fill yöntemi de tabakalama yöntemine alternatif olarak bağlanma dayanımı açısından kliniklerde kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG, bağlanma dayanımı, bulk fill



Comparison Shear Bond Strenght of Bulk Composite and Posterior Composites with Different Surface Treatments

ABSTRACT

Aim; Acid and laser etching is applied on the dentin surface to increase the bond strength. In this study, the effects of both the layering methods and the etching methods on dentin bonding strength of composites were investigated.

Materials and Methods; In our study, 180 noncarious and unrestored third molar teeth were used. All of the teeth were embeded to the auto polimerisan acryl in the rectangular plastic mold which were at the 3cm and 6cm edges and 4cm long as occlusal surface facing paralel with ground. The samples were randomly divided into three main groups (n = 60). Group 1 acid etching Group 2 Laser (Er: YAG) etching, and Group 3 control group. After that each group divided 4 sub groups. Four different restorative fillings materials were used on dentin surfaces of the samples in the subgroubs. The restorative filling materials were polymerized on the dentin surface by placing them in silicone transparent molds 3 mm in diameter and 4 mm in height. 3M P60, 3M Bulk fill, Tetric N Ceram and Tetric N Ceram Bulk fill restorative materials were used. Self-etch Universal Single Bond was used. In the Instron Universal test machine power applied as 1mm/minute speed till restoration broken from sample. Data recorded as a MPa. Fracture tips established on the broken samples surface with stereo microscope 40X magnification.

Results; It was found that in 3M posterior and bulk fill groups while acid etching had higher shear bond strength compared to laser-etching statistically, laser-etching had higher shear bond strength compared to non-etching statistically ($p < 0,05$). No statistically significant differance was found between laser etching, acid etching and control groups in Tetric N Ceram and Tetric N Ceram bulk fill applied samples. In this study, the difference between Tetric N Ceram and Tetric N Ceram bulk fill in the laser treated groups was found to be statistically significant ($p < 0,05$).

Conclusion; Laser etching may be used as an alternative to acid etching. Bulk fill method may be used in clinics in terms of bonding strength as an alternative to layering method.

Keywords; Er:YAG, bond strength, bulk fill

1-GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerde istenilen özellikler yüksek dayanıklılık, yeterli bağlanma kuvveti, estetik ve biyouyumluluk olmak üzere zamandan kazanma, materyalin tek aşamada kondansasyonu gibi özellikler de önem kazanmıştır. Rezin esaslı kompozitler en yaygın kullanılan restoratif materyaldir. Yapısı zamanla değişen rezin kompozitler 50 yıl önce kullanılmaya başlanmıştır (1).

Posterior kompozitler hızlı bir şekilde geliştirilmiş olup günümüzde kullanımı devam etmektedir. Stres altındaki posterior bölgelerde ve aşınmaya eğilimli bölgelerde kullanılmak üzere üretici firmalar bu materyalleri üretmişlerdir (2).

Kompozit restorasyonlarda incremental yöntemle ışıkla polimerize edilen kompozit kalınlığı 2mm'yi aşmamalıdır. Derin kavitelere her bir tabaka için konvansiyonel kompozit ve ışıkla polimerizasyon gereklidir. Bu prosedür zaman almaktadır. Yeni üretilen 4 mm'ye kadar ışıkla polimerize edilebilen 'Bulk Fill' kompozitler üretilmiştir (3).

Dental dokuların adeziv işlemlerine başlamadan önce yapılan yüzey tedavileri bağlanma protokolünde ve restorasyonun klinik başarısında önemli bir yere sahiptir (4).

Adeziv material ve prosedürler konvansiyonel tekniklerle hazırlanmış diş yüzeylerine uygulanması için geliştirilmiştir. Yapılan yeni çalışmalarda asitten daha etkili alternative teknikler araştırılmaktadır. Yüzey tedavilerindeki inovasyonlarda erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazerin rolü vurgulanmıştır (5).

Er:YAG lazer dental sert dokularda en fazla tavsiye edilen lazer tipidir. Hidroksi apatite iyi bir şekilde absorbe olmaktadır. Dalga boyu(2.94 μ m) esas su emme bandı ile çalışmaktadır (6).

Er:YAG lazer dentin yüzeyinde termo-mekanik erimeye, dentindeki suyun buharlaşmasına etki eder. Buna bağlı olarak dentin yüzeyindeki mikropatlamalar organik ve inorganik dokuların uzaklaştırılmasını sağlar. Ayrıca smear tabakasından yoksun bir yüzey elde edilir. Literatürde lazer uygulanmış diş yüzeyinin bağlanma kuvveti sıklıkla karmaşık ve çelişkili bulunmaktadır (7).

Bazı çalışmalarda lazerlenmiş dentin yüzeyindeki bağlanma kuvvetinin asitlenmiş dentin yüzeyindeki bağlanma kuvvetinden daha yüksek bulunmuştur (8).

Farklı çalışmalarda ise bağlanma kuvveti daha düşük veya anlamlı bir fark bulunmamıştır (7,9).

Bu nedenle bu tez çalışmasında Er:YAG lazerin ve asit etching işleminin dentin yüzey hazırlığında kullanımının ve kompozit-dentin bağlantısına olan etkilerinin in-vitro kapsamlı olarak incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Lazer ve asit uygulanan yüzeylerde adeziv sistem sabit tutulmuştur. Tabakalama yöntemi ve bulk fill sistemle yapılan örneklerde dentin ile olan bağlantılarının incelenmesi, bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi ve değerlendirilmesi planlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Kompozit rezinler ilk defa 1962 yılında Rafael Bowen tarafından geliştirilmiştir. Organik matriks içine belli miktarlarda eklenen inorganik doldurucular, doldurucular ve organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşur (10).

İlk geliştirilen kompozitler akrilik ve silikattan daha yüksek mekanik özelliğe sahipti ve kimyasal olarak polimerize ediliyordu (11).

Doldurucu partikülleri büyük ve doldurucu içeriği zayıftı. Yüzeylerin parlatılması kötüydü ve renkleşmeye çok eğilimliydi. Bu nedenlerden dolayı bu kompozitlerin yaklaşık olarak 10 yıla kadar ömrü vardı. Bunun yanında yüksek aşınma oranı ve marjinal sızıntı bu kompozitlerin uzun dönem kullanımları için kabul edilemez bir durum oluşturmuştur (12).

Kompozit teknolojisinde en büyük gelişme 1970 yıllarında ışıkla sertleşen kompozitlerin üretilmesiydi. Işıkla sertleşen kompozitler kendiliğinden sertleşen kompozitlere göre daha iyi aşınma direncine ve daha iyi renk stabilitesine sahiptir (13).

Daha sonra 1980' lerde partikül boyutu daha da küçültülerek hem anterior hem de posterior bölgede kullanılmaya başlanmıştır (14).

Günümüzde nanoteknolojinin gelişmesiyle partikül boyutu oldukça küçülmüş (0.1- 100nm) olup nanofil kompozitler kullanılmaktadır (15).

Kompozitlerle ilgili çalışmalar devam etmekte olup partikül boyutunun küçültülmesi ve hacimsel olarak yüzdelерinin artırılması, polimerizasyon

büzülmesini en aza indirmek için organik matriks yapısının güçlendirilmesi hedeflenmektedir (16).

2.2. Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapıları

Kompozit rezinler 3 ana bileşenden oluşur.

- 1- Organik Matriks
- 2- İnorganik Doldurucular
- 3- Ara Bağlayıcılar

Ayrıca aktivatörler, renk pigmentleri, renk sabitleyicilerini de içerirler (17).

2.2.1. Organik Matriks

Bu faz monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve U.V (ultraviole) stabilizatörleri içermektedir (10).

Organik matriks içinde en çok kullanılan monomer yapısını bisfenol A ve glisidil metakrilatın oluşturduğu Bis-GMA'dır. Bis-GMA yüksek oranda viskoz bir monomerdir. Bunu azaltmak için üreticiler rezin matriks içerisine düşük viskoziteye sahip TEGDMA ve EGDMA'yı ilave etmişlerdir. Sıklıkla kullanılan diğer monomer ise UDMA(Ürethan dimetakrilat)dır. UDMA, Bis-GMA'ya göre daha az viskoziteye sahiptir. Bu nedenle kompozitlere kıvam vermek eklenmişlerdir. Fakat molekül ağırlığı Bis-GMA'ya nazaran daha düşük olduğundan daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Genellikle bu 2 monomer kompozit rezinin yapısında beraber bulunmaktadır. Kullanılan diğer monomerler ise Bis-GMA ve UDMA'nın modifikasyonlarından oluşmaktadır (18).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyonu başlatan initiatörler kullanılır. Bu amaçla en çok kullanılan kamferokinondur (alfa-diketon) (19).

Otopolimerizan kompozitlerde reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu artık ürünler UV ışığı tarafından parçalanarak kahverengi bir görünüm oluşturabilir. Bu nedenle UV stabilizatörleri (2-hidroksi-4metoksibenzofenon) organik matriks fazına otopolimerizan kompozitlerde eklenebilir (20).

2.2.2. İnorganik Doldurucular

Kompozit rezinlerde inorganik yapı, çeşitli şekil ve boyutlarda matriks içine dağılmış kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum,

Çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Baryum, stronsiyum, çinko ve zirkonyum radyoopasiteyi sağlamak için ilave dirmiştir (21).

Silika partikülleri mekanik özellikleri güçlendirir ve ışığı geçirir. Kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü sağlar (10).

Saf silika, kristalin ve nonkristalin formunda bulunur. Kristalin formu sert olduğu için polisaj ve bitirme işlemine zorlaştırır. Bu nedenle günümüzde kompozit rezinler üretilirken silikanın nonkristalin formu kullanılmaktadır (10).

Nanodolduruculu rezin kompozitler genellikle kristalin silika ve zirkon içerir. Mikrohibrit kompozitlerde ise doldurucu olarak amorf cam kullanılır (22).

Organik matrikse inorganik doldurucuların eklenmesindeki amaç, rezinin mekanik özelliklerini güçlendirmek, sertliğini arttırmak, polimerizasyon büzülmesini düşürmek, termal genleşme katsayısını azaltmak ve estetik özelliklerini geliştirmektir (23).

Doldurucu içeriği arttığında polimerizasyon büzülmesi, lineer genleşme katsayısı ve su emilimi azalırken, baskı ve gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü ve aşınma direnci artar (24).

Günümüzde rezin kompozitlerin partikül büyüklüğü ortalaması ktlmş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranları artırılmıştır (25).

Partikül büyüklüğü; kompozit rezinlerin aşındırma, bitirme ve polisaj aşamalarından sonraki yüzey pürüzlülük değerini göstermektedir. Partikül büyüklüğü 0.01-1 m arasındaki küçük partiküllü kompozitlerde polisaj uygulamasından iyi bir sonuç alınırken, partikül büyüklüğünün 10 m'den büyük olduğu rezinlerde yüzeyin pürüzlü olduğu gözlenir (26).

2.2.3. Ara Bağlayıcılar (ara faz)

İnorganik doldurucu partiküller ve organik matriksin birbirlerine bağlanması için yapıya 'Silan'(silisyum hidrojenli birleşikleri) denmektedir (27).

Silanlar 2 fonksiyonlu moleküllerdir. Bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurar, diğer ucu ise organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapar (28).

Bağlayıcı ajanlar en iyi bağlantıyı silica partikülleriyle yaparlar. Bu nedenle tüm modern kompozitler silika içeren doldurucular içerirler. Bağlayıcı ajanlar

kuvvetleri esnek rezin matriksten sert doldurucu partiküllere iletirler. Ayrıca suyun doldurucu rezin arayüzüne penetrasyonunu önler ve hidrolitik stabiliteyi sağlar. Örnek olarak Organik silan: γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane, 10-metacryloxydecyltrimethoxysilane verilebilir (29).

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar (30).

2.3.1. İnorganik doldurucu büyüklük ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit Resin	Partikül Büyüklüğü (μm)	Partikül Yüzdesi (%) (Ağırlıkça)
Megafil	50 - 100	70-80
Makrofil	10 - 100	70-80
Midifil	1 - 10	70-80
Minifil	0.1 - 1	75-85
Mikrofil	0.01 - 0.1	35-60
Hibrit	0.04 - 1	75-80
Nanofil	0.005-0.001	85-90

Tablo 1: İnorganik doldurucu büyüklük ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (19).

Megafil Kompozitler

Bu kompozit rezinlerin yapısına aşınmaya karşı dayanıklılığı arttırmak için büyük cam doldurucular eklenmiş ve megafil kompozitler olarak isimlendirilmiştir. Bu kompozitler sadece özel amaçlar için üretilmiştir. Ve rutin olarak kullanılmamaktadır.

Makrofil ve Midifil Kompozitler

Geleneksel kompozitler olarak ta adlandırılmaktadır. Geleneksel kompozitler ağırlık olarak %75-80 oranında cam ve kuartz doldurucu içerirler. Doldurucu

partiküllerinin büyük ve sert olması nedeniyle, organik matriksleri dolduruculardan daha hızlı aşınmaktadır. Bundan dolayı yüzey pürüzlülüğü ve renkleşme meydana gelmektedir. Geleneksel kompozitlerin aşınma dirençleri düşük bir seviyededir (31).

Mikrofil Kompozitler

Ortalama partikül boyutu 0.04 - 0.4 μm arasındadır. Doldurucu içeriği ağırlığın % 30- %40'ını oluşturur. Küçük partikül boyutu mikrofil kompozitlere plağa dirençli pürüzsüz, parlak bir yüzey sağlar. Doldurucu içeriğinin az olmasından dolayı mikrofil kompozitler düşük fiziksel özelliklere sahiptir. Mikrofil kompozitler düşük elastisite modülüne, iyi cilalanabilme ve yüksek translusense sahiptir. Bununla birlikte düşük kırılma dayanıklılığına ve artmış marjinal defektine sahiptir. Renk stabiliteyi kötü olmakla beraber aşınma dirençleri düşük bir seviyededir. Termal ekspansiyon katsayıları yüksek ve su absorpsiyonları fazladır. Mikrofil kompozitler anterior dişlerde ve servikal abfraksiyon lezyonlarında endikedir (32).

Hibrit ve Mikrohibrit Kompozitler

Hibrit kompozitlerin adlandırılmalarında organik fazın fazın inorganik faz tarafından güçlendirilmesi etkin olmuştur (29).

Hibrit kompozitler iki farklı doldurucunun harmanlanmasıyla oluşmaktadır. Doldurucu partikül boyutları 2-4 μm ile %5-%15 oranında 0.04-0.2 μm olup iki farklı boyutta doldurucu ve colloidal silika içermektedir (33).

Hibrit kompozitlerde doldurucu içeriği ağırlıkça %75- %80 arasındadır. Doldurucuların dağılım oranları fiziksel özelliklerinin geleneksel kompozitler kadar olmasını sağlar ve pürüzsüz bir yüzey avantajını sağlamaktadır (29).

1 μm partiküller ile daha küçük boyutta olan 0.04 μm partiküllerin harmanlanmasıyla mikrohibrit kompozitler üretilmiştir (34).

Mikrohibrit kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlere kıyasla daha iyi cilalanabilme ve manipülasyon sağlar (35).

Nanofil Kompozitler

Kompozit teknolojisinde son gelişmelerde doldurucular için nanoteknoloji kullanılmıştır. Günümüzde 2 farklı kompozit nanopartikül içermektedir. Nanofil kompozitler: rezin matrikste 1-100 nm boyutunda parikülleri içerirler. Büyük partiküller yoktur. Nanohibrit kompozitler: büyük partiküllerle(0.4-5 mikron) nanopartikülleri de içerirler (36).

Nanofil kompozitlerin partikül büyüklüğü görünür ışığın dalga boyundan küçük olduğu için ışığı dağıtamaz ve absorbe edemez. Nanofiller mikrofil kompozitler kadar stabilite ve yüzey parlaklığı sağlamaktadır. Aşınma direnci testinde yüzey parlaklığı, partikül boyutu 0.4 nm den küçük partikül içeren kompozitlerde daha uzun süre korunmuştur (37).

Doldurucu partiküllerin küçülmesi, dağılım ve oranlarının artması polimerizasyon büzülmesinin azalmasını ve mekanik özelliklerin artmasını sağlamaktadır. Nanokompozitlerin bu özellikleri hybrid kompozitlere eşit veya daha yüksek iken mikrofil kompozitlerden hayli yüksektir. Sonuç olarak nanokompozitlerin hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir (38).

2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler,
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler,
- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozit rezinler,

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, baz ve katalizör olmak üzere 2 pat sisteminden oluşur. Her iki bileşende de organik monomer ve doldurucular bulunmaktadır. Patların birinde polimerizasyon başlatıcı olarak %1'lik benzoil peroksit bulunurken, diğerinde polimerizasyon hızlandırıcı olarak %0,5 oranında tersiyer amin bulunmaktadır. İki patın karıştırılması ile polimerizasyon başlar (39).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Işıkla polimerize olan kompozitler tek pattan oluşurlar. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, 420- 450 nm dalga boyundadır. Tek bileşen halindeki kompozitlerde ışığı absorbe eden kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin içermektedir (10).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kuartz-tungsten halojen ışık kaynakları, LED (light emitting diode), plazma ark ışık kaynakları, diyot lazer ve argon lazer kullanılmaktadır (40).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Bu kompozitlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır ama

fotokimyasal olarak rezinlere ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her durumda kullanılması önerilir. Özellikle derin kavitelerde 2 mm'den daha kalın uygulamalarda ve kaviteye girişin zor olduğu arayüzeylerde başarılıdır (10).

2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

- Akışkan kompozitler
- Kondanse olabilen kompozitler

Akışkan kompozitler

Akışkan kompozitler 1996 nın sonlarında diş hekimliğinde tanıtılmıştır (41).

Akıcı kompozitler düşük viskoziteli olup servikal lezyonlarda, süt dişleri restorasyonunda ,küçük ve stress almayan bölgelerde kullanımları önerilmektedir. Dimetakrilat rezin ve inorganik doldurucu içerirler. Ortalama partikül büyüklüğü 0.4-3 µm arasındadır. Doldurucu oranı hacimce %42-%53 aralığındadır. Yeni nesil akıcı kompozitlere nanofil partikülleri eklenmiştir. Ancak universal kompozitlerden daha düşük oranda nanofil partikül içerirler. Akıcı kompozitler ayrıca düşük elastisite modülüne sahiptirler. Bu sayede servikal abfraksiyon bölgelerinde kullanışlıdır. Düşük oranda doldurucu içerirler. Bunun sonucu olarak ta universal kompozitlere kıyasla yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direncine sahiptirler (42).

Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler

Bu kompozitler visküz bir yapıya sahiptir. Amalgama alternative olarak posterior bölgede kullanılırlar. Bu kompozitlerde doldurucu miktarının artması polimerizasyon büzülme streslerini azaltmıştır. Bu kompozitlerde doldurucu partikülleri hibrit kompozitlerden daha büyük olduğu için bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski daha fazladır (43).

2.4.Farklı Özellikteki Kompozit Rezinler

2.4.1. Ormoserler

Ormoser organik modifiye seramikten türetilmiştir. Konvansiyonel kompozitlerden farklı olarak ormoser matrikte hem inorganik hem de organik yapı bulunmaktadır. Bu nedenle monomerler matrikse daha iyi yerleşmişlerdir. Serbset kalan monomer miktarı daha azalmıştır. Ormoserler temel olarak 3 komponentten oluşmuştur. Organik yapı, inorganik yapı ve polisiloksandan oluşur.

- 1- Organik polimer yoğunluğu, çapraz bağ yeteneğini, dayanıklılık ve optiksel davranışları etkilemektedir.
- 2- Cam ve seramik komponentleri(inorganik yapılar) termel genişleme ve kimyasal stabiliteden sorumludurlar.
- 3- Polisiloksanlar elastisite ve arayüzey özelliklerini etkilerler.

İnorganik komponentler organik polimerlere çoklu fonksiyonel silan molekülleriyle bağlanırlar (44).

2.4.2. Siloranlar

Siloranların kimyasal yapıları siloksan ve oksirandan oluşmuştur. Bu ürün sınıfı düşük polimerizasyon büzülmesi, zayıflamaya karşı uzun direnç ve düşük marjinal renklemeyi hedeflemiştir. Siloran monomer halkaları hibrit kompozitlerin zincir monomerlerinden farklı bir şekilde konumlanmıştır. Hidrofobik özellikler siloksan tarafından sağlanmaktadır. Eksojen renklemeye ve su absorpsiyonu azalmıştır. Oksiran halkaları ise fiziksel özellikler ve düşük polimerizasyon büzülmesinde rol alırlar. Siloranlar metakrilatlara karşı katonik reaksiyonla polimerize olurlar. Çapraz bağlar radikaller tarafından sağlanır. Yapılan çalışmalarda polimerizasyon büzülme oranı %1 in altında bulunmuştur (45).

Siloranların düşük polimerizasyon büzülme özellikleri daha düşük büzülme stresleri oluşturmalarını sağlar (46).

2.4.3. Kompomerler

Kompomer kelimesi kompozit ve cam iyonomerden gelmektedir. Bu material poliakrilik/polikarboksilik modifiye kompozittir. Kompomerler kompozit ve cam iyonomerden oluşmuşlardır. Her iki materyalinde üstün özelliklerinden faydalanılmak istenmiştir. Flor salınımı,cam iyonomerlerin kullanım kolaylığı ve kompozitlerin estetik özelliklerinden faydalanılmıştır. Partikül boyutları 0.2 µm ile 10 µm arasında değişmektedir. Kompomerler fluoroaliminyumsilikat cam ve polimerize olan monomerleri(UDMA vb) içermektedir (45).

Kompomer restorasyonlarında adeziv sistem olmaksızın yapılan restorasyonlarda yetersiz retansiyon gözlemlenmiştir (47).

Kompomerlerin reaksiyon özelliği öncelikli olarak asidik monomerlerin polimerizasyonuna bağlıdır. Asit-baz reaksiyonları su absorpsiyonundan sonra sadece yüzeyel tabakalarla sınırlıdır (48).

Kompomerler düşük abrazyon direncine sahip olduğu için daha çok süt dişlerinde kullanımları uygundur (49).

Servikal lezyonlarda cam iyonomerlerden daha iyi bir başarı gösterirken hibrit kompozitler kadar aynı başarıyı göstermezler (50).

Yapılan bir çalışmada 28 günü aşan flor salınımında komşu dişte kompomerin çürük önleyici etkisi bulunmuştur (51).

Kompomerlerde flor rejenerasyonu cam komponenti ve hidrojel tabakasından oluşur. Hidrojel tabakası asit-baz reaksiyonuna bağlıdır (52).

Kompomerler konvansiyonel kompozitlere göre daha fazla su emilimi yapar. Bu nedenle marjinal renklenme oluşmakta ve özellikle anterior bölge için estetik problem oluşturmaktadır. Ayrıca geniş kor yapımında düşük abrazyon direncine sahip olduğu için kontrendikasyon söz konusudur (53).

2.4.2. Bulk Fill Kompozitler

Tabakalama tekniği diş hekimliği fakültelerinde yıllardan beri direk kompozit restorasyonlarında temel olarak öğretilmektedir (1).

Son zamanlarda dental materyaller üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda; tabakalama tekniği gerektirmeyen, 4 mm ye kadar kütle halinde yerleştirilebilen düşük polimerizasyon büzülmesine sahip bulk fill kompozitler geliştirilmiştir (54).

Bazı bulk fill kompozitler posterior restorasyonlardada kullanılmaktadır. Bazıları ise kavitede kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Bazı yayınlarda bulk fill kompozitlerde düşük polimerizasyon büzülme streslerini gözlemlemişlerdir. Ayrıca bulk fill kompozitler tek bir defa polimerize edilip restorative prosedür zamanında azalma sağlamaktadır. Minimum hava boşluğu ve iyi bir final restorasyonu sağlamaktadırlar (55).

Polimerizasyon büzülme oranı azaltılıp 1.13 Mpa'ya indirilmiştir. Polimerizasyon büzülme hacmi ise 1.9 Mpa ya indirilmiştir. Düşük polimerizasyon büzülme oranı ve yeterli marjinal bütünlük sağlayarak; dişte postoperative hassasiyet, mikrosızıntı, sekonder çürük ve deformasyon riskini en aza indirdiği belirtilmiştir (56).

Kamforokinon, 450-490 nm dalga boyunda ışığı absorbe eder. Kompozitler rezinler için sık kullanılan bir fotobaşlatıcıdır. Bazı kompozitler kamforokinonla beraber 410 nm dalga boyundaki ışığı absorbe edebilen diğer bir fotobaşlatıcı sistemi

(1-phenyl-1,2-propanedione) içermektedirler (57).

Görünen ışığı 370-460 nm arasında absorbe eden yeni fotobaşlatıcı sistemler, bulk fill kompozitlerde sertleşme derinliğinin artmasında etkindirler (58).

2.5. Diş Sert Dokularına Bağlanma

2.5.1. Minenin Yapısı ve Mineye Bağlanma

Mine dokusu, embriyolojik olarak ektodermden oluşmuştur. Ameloblast hücreleri tarafından oluşturulmuş olup mineralize bir yapıya sahiptir. Mine ağırlıkça %95-98'i inorganik, %1-2'si organik maddelerden ve %4'ü de sudan oluşmuştur. İnorganik içeriğinin hacim olarak %90-92'lik bölümünü hidroksiapatit kristalleri, kalan bölümlerini ise mineraller ve eser elementler meydana getirmiştir (59).

Mine, milyonlarca mine prizması ve prizma kını ile aralarındaki interprizmatik matriksten oluşmuştur. Mine prizmaları dalgalı bir şekilde örülmüş ve sıkıca paketlenmiştir. Mine prizmaları mine-dentin birleşiminden dişin dış yüzeyine doğru uzanır. Mine prizmaları hafif apikal yönde dışa doğru dizilir. Daimi dişlerin servikal bölgeleri hariç, süt ve daimi dişlerde genellikle mine-dentin birleşimine ve dişlerin dış yüzeyine dik olarak sonlanırlar. Dentin sınırındaki mine prizmalarının çapları yaklaşık olarak 4 µm, yüzeyde ise 8 µm'dir. Minenin yapısı lokalizasyona ve derinliğe bağlı olmadan daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç neredeyse homojen bir durumdadır. Bundan dolayı mineye bağlanma tüm mine yüzeylerinde aynı şekilde gerçekleşmektedir (60).

Büyük bir kısmı inorganik yapıdan meydana gelen mineye adezyon fikri ilk kez Buonocore (1955) tarafından ortaya atılmıştır. Araştırmacı, %85'lik ortofosforik asiti 30 s boyunca mineye uygulamıştır. Mine dokusunun pürüzlendiğini keşfetmiş ve diş hekimliğinde adezyon konusunda yeni bir trend kazandırmıştır. Mineye adezyon, asit uygulamasıyla minenin mineralize dokusunun elimine edilmesiyle sağlanmaktadır (61).

Mine asitlendikten sonra yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu uzaklaştırılmaktadır. Kalan mine dokusunda ise mine prizmaları selektif bir biçimde çözünür. Bu çözünme sonucunda mine yüzeyinde 25-75 µm derinliğinde porozite oluşur ve böylece doldurucu içermeyen rezin veya rezin bağlayıcı ajan poröz alandan akmakta ve güçlü mikromekanik bağlanma meydana gelmektedir. Rezinin pürüzlendirme sonucu oluşan çukurcuklara akmasıyla rezin uzantı (tag) denilen

oluşumlar meydana gelmektedir (62).

Bu rezin uzantılar bonding ajanın interprizmatik boşluklara ulaşması sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag, daha küçük fakat daha çok sayıda ve ağ biçiminde oluşursa mikrotag olarak adlandırılmaktadır. Mikromekanik bağlanmada temel olarak mikrotaglar rol alırlar. Mikrotaglar sayıca daha çok ve daha geniş yüzey alanını kapsadıkları için bağlanma direnci üzerinde daha fazla etkindirler. Yapılan çalışmalarda 10 ile 30 μ 'lik tag uzunluğunun iyi bir bağlanma için yeterli olduğu, daha uzun tagların kırılabilme durumlarının söz konusu olduğu bildirilmiştir (63).

Mineye bağlanma dentine göre daha basittir. Bunun nedeni, içeriğinden dolayı minenin yüzey geriliminin daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır (64).

Ayrıca asitle pürüzlendirme işlemi minenin yüzey geriliminin artmasını ve rezinin mineye olan değim açısının azalmasını sağlamaktadır (65).

2.5.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma

Dentin ağırlıkça %70 oranında inorganik yapıdan, %18 organik yapıdan ve %12 sudan oluşur. İnorganik material çoğunlukla 50–60 nm in uzunluğunda ve 20–30 nm in genişliğinde hidroksiapatit kristallerinden oluşur. Ayrıca karbonat ve F, Na, Mg, C, Ba, Al, Z, K, Fe elementlerini de içerir. Organik matriks tip I kollajenden ve dentinin mineralizasyonunda görev alan kollajen olmayan proteinlerden(proteoglikan, fosfoprotein, glikoprotein gama-karboksiglutamik asit) oluşmuştur. Tip III kollajen liflerin eksikliği vardır (66).

Dentinin esas yapısını mine dentin sınırından pulpaya doğru uzanan 0,5-2,5 μ m çapında olan dentin tübülleri meydana getirmektedir. Dentin tübüllerinin yoğunluğu pulpaya yakın bölümde daha çoktur (43.000-65.000 kanal/mm²). Mine-dentin sınırında ise bu yoğunluk düşüş göstermektedir (15.000-20.000 kanal/mm²). Ayrıca pulpaya yakın dentin tübüllerinin çapı 2,5 μ m iken, mine dentin sınırında olan tübüllerin çapı 0,8 μ m'ye inmiştir (67).

Hipermineralize tabaka olan peritübüler dentin tüm tübülleri sarmıştır. Tübüller arasında daha az mineralize olan intertübüler dentin vardır. İntertübüler dentin miktarı süperfasiyal dentinde %96, pulpa yakınlarında ise %12 civarındadır. Bu farklılıklar dentin tübüllerinin pulpadan mine-dentin sınırına doğru eğimli uzanmasından kaynaklanmaktadır (68).

Dentin içeriğinin dentinin değişik bölgelerinde farklı yoğunlukta olması; geçirgenlik, ıslanabilirlik, adezyon için uygun yüzey alanı, bağlanma kuvveti, yüzey sertliği ve makaslama kuvveti gibi özelliklerin lokalizasyona bağlı farklılık göstermesinin nedeni olarak kabul edilmektedir (69).

Dentin renk olarak soluk sarı renginde ve kemikten hafifçe daha serttir. Dentinin temel olarak 2 farklı tipi vardır. Intertübüller dentin; dentin yapısını toplu oluşturan hidroksiapatit içeren kollajen matriks yapısal bileşeninden oluşmuştur. Peritübüler dentin; dentin tübül duvarlarını sarmaktadır. Peritübüler dentin çok az miktarda organik matriks içermekte ve yoğun olarak küçük apatit kristallerinden oluşmaktadır (70).

Değişken orandaki mineralize kristaller, organik kollajen matriks ve hücrel ve sıvı dolu tübüller dentinin klinik ve biyolojik tepkilerini belirlemektedir. Bu bileşen oranları dentin lokasyonuna, yaşa ve travma hikayesine bağlı olarak farklılık göstermektedir (71).

Dentine bağlanmada oluşan zorluk dentinin karmaşık histolojik yapısı ve sıvı içeriğinin fazla olmasından kaynaklanır (61).

Dentinin bağlanmayı zorlaştıran faktörler; organik içeriğinin fazla olması, odotoblastik uzantıları içeren bir tübüler sistemi olması ve kavite preparasyonu sonucu yüzeyde smear tabakası oluşumudur (73).

Tübüllerin sayısı ve çapları farklı dentin derinliklerinde ve aynı dişin değişik bölgelerinde de farklılık gösterir. Pulpa odasına doğru yaklaştıkça peritübüler dentin alanı artar. Intertübüler dentin alanı pulpa odasına doğru azalır (67).

Adeziv sistemlerin intertübüler dentine güçlü bağlanır. Derin dentinde intertübüler dentinin az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azaltır (73).

Dentin tübülleri içinde 25-30 mm/Hg intrapulpal basınca sahip dentin sıvısı vardır. Tübül ağızları mine ve sement ile örtülü olduğunda dışa doğru bir sıvı hareketi gerçekleşmez. Fakat tübül ağızları açığa çıktığında pulpadan dışa doğru sürekli bir sıvı akışı meydana gelir. Bu sıvı basıncı rezinin dentin derinliklerine penetre olmasını engellemektedir. Ayrıca hidrofobik rezinin bağlanmasında olumsuz etkisi yüzeyin sürekli nemli kalmasından kaynaklanmaktadır (74).

Smear tabakası: Dentine bağlanmayı etkileyen önemli faktörlerden biri de smear tabakasıdır. Smear tabakası döner aletler veya el aletlerinin diş sert dokuları üzerinde yaptığı kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda oluşur. İçerisinde inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları, kan hücreleri, bakteri ve tükürük barındıran debris tabakası vardır (75).

Optimum başarı için dentin bonding sistemleri dentine mikromekanik bağlanma ve rezinin difüzyonunu sağlaması için bu yapıyı modifiye etme,penetre olma ya da ortadan kaldırma görevlerini sağlamalıdır (76).

Bununla birlikte dentin bonding prosedürü uygulandığında smear tabakasının asit ile uzaklaştırılması ile lokal dentin geçirgenliğini artırır ve buda dentinal sıvının dışa doğru akmasına neden olur. Bu durum bağlanmayı kötü etkilemektedir (77).

Son çıkan dentin adezivler kesilmiş ve nemli dentin yüzeyine hızlı ve etkili bir şekilde bağlanabilmektedir. Bununla birlikte hala bu adezivlerin uzun dönem başarısında rezinin bozunması ve kollajenin hidrolizi gibi sorunlar mevcuttur (78).

2.6. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi, smear tabakanın uzaklaştırılması ve dentin yüzeyinin demineralize edilmesi amacı ile dentin adeziv sistemlerinin mikromekanik ve kimyasal bağlanmalarını sağlayarak yapılan dentin pürüzlendirme işlemidir (79).

2.6.1. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme genellikle dentin adhezyonunu artırmak amacıyla dentin adezivlerden önce kullanılmaktadır (80).

Günümüzde bu amaçla en yaygın olarak asitle pürüzlendirme işlemi uygulanmaktadır (81).

Asidik ajanlar dentin yüzeyinde pürüzlendirmede kullanıldıklarında smear tabakasını ve yüzeyel dentin tabakasını ortadan kaldırırlar, dentin tübüllerini açarlar,dentin yüzeyini dekalsifiye ederler ve intertübüler dentinin mikroporozitesini artırırılar. Asit penetrasyonu ilk olarak tübüllerde meydana gelir ve yoğun kollajen fibriller açığa çıkar (82).

Fosforik asit, okzalik asit, %10'lık sitrik asit, %2,5'lik nitrik asit, alüminyum okzalat, maleik asit, ferrik klorit ve EDTA dentin yüzey pürüzlendirmede kullanılmaktadır. Genelde asit uygulaması sonrası asit artıklarının ve çözünmüş

kalsiyum fosfatların uzaklaştırılması için yıkama işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Başarısız sonuçlar vermesi nedeni ile kullanımı sonradan terk edilen nitrik asit içerikli ABC Enhanced yıkama işlemi gerektirmeyen tek yüzey düzenleyici olup, asit hava spreyi ile uzaklaştırılır (79).

Asitle pürüzlendirmenin dentinde meydana getirdiği demineralizasyon derinliği; asidin tipi, uygulama süresi, konsantrasyonu, pH derecesi ve asitte bulunan diğer maddelere bağlı olan bir durumdur (83).

Demineralizasyon derinliği dentin tübülleri arasındaki mesafeye de bağlıdır. Tübüller arası mesafe azaldıkça demineralizasyon derinliği artar. Bu da asitle pürüzlendirme işleminin dentin tübüllerini açması ile asitin tübül içinde belirli bir derinliğe kadar penetre olabilmesine bağlanır (79).

2.6.2. Air Abrazyon Yöntemi

Air abrazyon diş hekimliğinde eski bir uygulama olmasına rağmen modern diş hekimliğinde tekrar yer edinmiştir. Air abrazyon mikroskobik seviyede uygulandığında mikro air abrazyon olarak tanımlanmıştır. Air abrazyon kinetik enerji formundadır. Air abrazyonda çürük diş dokuları kaldırılıp sağlıklı diş dokuları bırakılabilmektedir. Ayrıca anestezi ve frezle delmenin verdiği rahatsızlık ortadan kalkmaktadır (84).

Air abrazyon sağlam ve çürük mine ve dentinin preparasyonunda 1945' ten beri operatif bir teknik olarak kullanılmaktadır. Aşındırıcı toz olarak ağız içinde çoğunlukla 27 µm aluminium oxide (α -alumina) kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda air abrazyon yöntemi diş preparasyonunda minimal invaziv olarak rapor edilmiştir (85).

Aşındırıcı partiküller diş dokusunu aşındırıp adeziv diş hekimliğinin ihtiyacını karşılayarak kavite konturu oluştururlar. Bu teknik çürük lezyonun kaldırılmasında da önerilmektedir. Ayrıca yumuşak dentinin uzaklaştırılmasında alumina parçacıkları tek başına etkili değildirler. Bunun için alumina hidroksi apatit tozuda eklenerek kullanılmalıdır. Mine ve dentin yüzey tedavilerinde asitle pürüzlendirmeye alternatif olarak tek başlarına ya da beraber kullanılabilirler. Restorative materyallerin diş yüzeylerine adezyonunu artırır. Air abrazyon düzensiz ve pürüzlü bir yüzey sağlayarak adeziv sistemler için ıslanabilirliği artırır (86).

2.6.3. Lazerle Pürüzlendirme

Lazer konvansiyonel asit etching uygulamasına alternative olarak daha az ses ve titreşim yapması hasta konforunu daha fazla sağlamaktadır (87).

Lazer tedavisinin kalsiyum fosfatı modifiye edip aynı zamanda karbonat fosfat oranını azalttığı rapor edilmiştir. Lazerle pürüzlendirilen yüzey asitle pürüzlendirmeye göre daha stabildir (88).

Lazerle pürüzlendirmenin avantajlarından biri de diş sert dokularında antibakteriyel etkisinin olmasıdır (87).

2.6.3.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

2.6.3.1.1. Argon Lazer

Aktif ortamında argon gaz bulunduran ve görünür ışık spektrumunda bulunan yüksek akımlı elektrik enerjisiyle çalışan tek cerrahi lazerdir. Diş hekimliğinde iki farklı salınım modu mevcuttur . Biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri mavi-yeşil renkte 515 nm dalga boyundadır. 488 nm dalga boyundaki argon lazerin kompozitlerde polimerizasyon başlatıcı olarak bilinen kamforokinonu aktif edici özelliği vardır. Ayrıca argon lazerler çürük teşhisinde de kullanılırlar. Argon lazer diş yüzeyinde uygulandığında çürük bölge turuncu olarak görülür ve sağlıklı dokudan farklı görünmektedir (89).

Argon lazerle yapılan polimerizasyonda polimerizasyon tüm bölgelerde aynı anda başlar. Bunun sonucunda kompozitin fiziksel özellikleri artar ve postoperative hassasiyet azalmaktadır (90).

2.6.3.1.2. Diyod Lazer

Diyod lazerler aktif olduklarında katı halde bulunurlar. Yarı iletken aliminyum ve arsenit içerip elektrik enerjisini ışık enerjisine çevirirler. Dalga boyu 800-980 nm aralığındadır (89).

Diyod lazerin yumuşak dokularda kullanımı mükemmeldir. Diş eti ve mukazanın kesilmesinin yanı sıra koagülasyonda da kullanılmaktadır (91).

Diyod lazer diş sert dokularında ise çürük bölgesinde floresan özellik gösterip turuncu veya renk alırlar ve çürük tespitinde kolaylık sağlarlar (92).

2.6.3.1.3. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Karbondioksit lazerler 10.6 µm dalga boyundadır. Karbondioksit lazerin yumuşak dokulardaki kullanımları şunlardır;

- Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu
- Gingival düzenleme
- Gingivaya estetik kontur verilmesi
- Oral ülserlerin tedavisi
- Frenektomi ve gingivektomi
- Gingival dokunun de-epitelizasyonu

Karbondioksit lazerin sert dokularda kullanımı sınırlıdır. Bunun nedenleri pulpada termal hasarlar oluşturması, dentinde karbonizasyon oluşması ve minede kırık ve çatlak oluşması olarak sıralanabilir. Atım modundaki gelişmelere rağmen CO₂ lazer pürüzlendirme ve fissur örtücü işlemlerinde kullanılmaktadır (93).

2.6.3.1.4. Neodymium:YAG Lazer

Nd:YAG lazerler 1.064 µm dalga boyundadır ve çok yoğun atımlıdır (94).

Nd:YAG lazerler sıklıkla endodontik enfeksiyona neden olan bakteriler tarafından emilmekte fakat diğer dokular tarafından emilmemektedir. Nd:YAG lazerler çok ince fiber uçlar ile kök kanallarındaki artıkları temizleyerek kök strelizasyonu sağlamaktadır (95).

Yumuşak doku prosedürlerinde iyi bir hemostazis sağlamaktadır (96).

Nd:YAG lazerler incipient mine çürüklerinin uzaklaştırılmasında da kullanılırlar (97).

Diş sert dokuları tarafından absorpsiyonu azdır. Bu nedenle yumuşak doku cerrahisi kullanımında komşu sert dokulara zarar vermeden rahatlıkla uygulanabilir (98).

Nd:YAG lazerler diş sert dokularında absorpsiyonu az, yumuşak dokularda penetrasyonun fazla olması ve pulpada termal zararları nedeniyle sert dokularda kullanımı sınırlıdır (99).

2.6.3.1.5. Er:YAG Lazer

Er:YAG lazerler diş sert dokularında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu lazerler 2.94 µm dalga boyunda ve hidroksiapatitte absorpsiyon yapacak kapasitededir (6).

Er:YAG lazerler diş yüzeyinde termo-mekanik ablasyon etkisi göstererek dentinde bulunan suyu buharlaştırır. Bunun sonucunda mikropatlamalar ile organik ve inorganik parçacıklar saçılır ve genişleme meydana gelir (100).

Er:YAG lazer çürüğün uzaklaştırılmasında, kavite preparasyonunda ve kök kanal preparasyonunda kullanılabilir. Mine dentinde temiz ve keskin marjinler oluştururlar (93).

Er:YAG lazer ile çürük uzaklaştırılırken genelde lokal anestezi ihtiyacı olmamaktadır. (101).

Er:YAG lazerler diş yüzeyinde smear tabakası oluşturmazlar. Mine ve dentinde mikroretantif alanlar oluştururlar ve çürüğü etkili bir şekilde uzaklaştırırlar (102).

Ayrıca Er:YAG lazerlerle yüzey pürüzlendirme işlemi yapılabilir. Hasta konforunu kötü etkileyebilecek ses, titreşim ve ağrı gibi döner aletlerin meydana getirdiği hasta konforunu kötü etkileyecek faktörleri ortadan kaldırabilir. Ve anestezi gereksinimini ortadan kaldırabileceği bildirilmiştir (101).

Kök kanallarında kullanıldıklarında antimikrobiyal etkisi vardır. Kök yüzeyindeki endotoksinleri ortadan kaldırır (93).

2.6.3.1.6. Er,Cr:YSGG Lazer

Er,Cr:YSGG lazerlerin aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yittriyum skandiyum-galyum-garnet katı kristali vardır. 10-50 Hz aralığında puls tekrarlama frekansına sahip bu lazerler sadece set dokularda kullanılırlar. Su tarafından emilimleri çok yüksektir (103).

Er,Cr:YSGG lazerler kalsifiye sert dokularda ayırma, kesme, yumuşatma ve doku uzaklaştırılmasını sağlar (104).

Er,Cr:YSGG lazerleri 2.78 µm dalga boyuna sahiptir. Dalga formu atımlı tarzdadır. Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda mine pürüzlendirmede, çürük uzaklaştırmada, kavite preparasyonunda, kök kanal tedavilerinde kullanım alanlarına sahiptirler (93).

Er,Cr:YSGG lazerler pulpaya zarar vermeden diş sert dokularında kullanılabilirler. Lazer mine ve dentinde sert bir yüzey oluşturur. Smear tabakasını ortadan kaldırması bağlanmada avantaj sağlamaktadır (105).

2.7. Bağlanma Kuvveti(Bond Strength) Testleri

Bağlanma kuvveti testleri restoratif materyallerin klinik kullanımlarında hekimlere rehberlik yapan laboratuvar testlerinin en önemlilerinden biridir. Bağlanmanın bütünlüğünü etkileyen faktörler;

- Isısal ve kimyasal
- Ph değişimleri
- Çiğneme kuvvetleri ile oluşan mekanik stresler
- Kompozitin polimerizasyonu esnasında oluşan büzölme sonucu restorasyon-rezin bağlantısında oluşan stresler şeklinde sıralanabilir.

Bağlanma kuvvetinin uygulanmasındaki temel amaç, adeziv ne kadar iyi bağlanırsa o oranda ağızdaki streslere karşı koyabilir. Böylece restorasyonların klinik ömrü hakkında fikir elde edilebilir. Bağlanma kuvveti testleri hızlı ve kolay uygulanmalarının dışında özel enstrümanlar gerektirmesi nedeni ile en çok kullanılan laboratuvar yöntemleri olarak bilinirler (106).

Bağlanma kuvveti test sonuçlarını etkileyecek çok sayıda parametre vardır (107).

Bunlar ;

Test için seçilen örnek:

- İnsan ya da sığır dişi olması
- Yüzeysel, orta ya da derin dentinde hazırlanması
- Oklüzal, proksimal veya bukkal dentin yüzeylerinin kullanılması
- Azı dişi veya kesici dişi olması
- Zımparalanıp zımparalanmayacağı ya da zımparanın kaç gren olduğu (320, 600, 800,1000) ve gren cinsi (Al₂O₃, SiC vs.)
- Prepare edildiği frez cinsi (elmas, karbid vs.), tur hızı, su-hava soğutmalı olup olmadığı
- Dişin gömüldüğü materyal (plastik, alçı vs.)

Asitle pürüzlendirme;

- Asitle pürüzlendirme yapılıp yapılmadığı
- Hangi tip asidin kullanıldığı
- Kullanılan asidin konsantrasyonu
- Asitle pürüzlendirmenin süresi
- Asidi yıkama süresi
- Kurutma süresi
- Yüzeyin tekrar nemlendirilip nemlendirilmediği

Dentin yüzeylerine primer uygulanması;

- Primerin matriks uygulama öncesi ya da sonrasında uygulanması
- Uygulanan primerin miktarı
- Primer uygulama şekli ve süresi
- Yıkama ve kurutmanın süresi
- Işıkla polimerizasyon yapıp yapılmadığı
- Islak ya da kuru yüzeye uygulanması ve ne kadar ıslak ya da kuru olduğu

Adeziv sistem;

- Uygulanan adeziv sistemin miktarı ve uygulanma süresi
- Adeziv sistemin hava ile ne kadar kurutulduğu ve inceltildiği
- Adeziv sistemin uygulanacağı alanın çapı
- Işıkla polimerizasyonun süresi, ışığın gücü
- Basıncılı veya basıncsız uygulanması

Örnekleri saklama koşulları;

- Su, serum fizyolojik vs.
- Oda ısısı ya da 37 °C
- %100 nemli ortam ya da su
- Koruyucular; sodyum asit, timol, kloramin ilave edilip edilmemesi
- Saklama süresi (24 saat, ay ya da yıl)
- Termal stresler; ısı derecesi, siklus sayısı ve süresi

Bağlanma kuvveti testleri;

- Çekme ya da makaslama oluşu
- Stres oranı
- Testlerin hemen 24 saat sonra ya da birkaç ay sonra yapılması
- Kuvvetin uygulandığı hız

Bağlanma kuvveti sonuçlarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu nedenle farklı araştırmacılar tarafından yapılan araştırmaları birbiriyle kıyaslamak mümkün olmamaktadır (108).

Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) “Dental Materyaller-Dış Dokusuna Adezyon Testleri” adlı dokümanda üreticiler ve araştırmacıların belirlenen prosedürü takip etmeleri halinde klinik sonuçları ile karşılaştırılabilecek duruma gelmesini hedeflemişlerdir. ISO/TS 11405:2003 dokümanında bağlanma

direncinin ölçülmesinde uygulanan test yöntemlerinde kuvvetin uygulanma yönüne göre çekme bağlanma kuvveti ve makaslama bağlanma kuvveti gösterilmiştir (109).

2.7.1. Çekme (Tensile) Testleri

Çekme testinde hazırlanmış diş yüzeyine kuvvet 90° açı ile uygulanması gerekir. Test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasında doğru bir konumda olmalıdır (109).

2.7.2. Makaslama (Shear) Testleri

Makaslama testlerinde hazırlanmış diş yüzeyine kuvvet paralel olarak uygulanması gerekir. ISO/TS 11405:2003 dokümanında makaslama testlerinde test cihazının sabitlenebilmesi için sert bir blok ve 0,5 mm'lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzeye sahip olması gerekir (109).

Ayırıcı yüzeyin diş-adeziv bağlanma sınırına yakın olması gerekir. Çünkü bu sınırdan uzaklaştıkça dönme momentinin arttığına yönelik bir eğilim mevcuttur (110).

Bağlanma testleri içinde en basit ve en sık uygulananı makaslama testleridir. Normal bir testte çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilmektedir. Daha sonra adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali uygulanır. Kırılma elde edinceye kadar kuvvet uygulanır ve sonuçlar kaydedilmektedir (65).

Makaslama testleri ağız ortamındaki farklı kuvvetleri iyi taklit ettiği için sık kullanılan bir yöntemdir (111).

2.8. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tipleri

Adeziv tip kırık; farklı materyaller arasında oluşan kırık tipleridir. Kompozit rezin dentin yüzeyinden tamamen kopmaktadır. Koheziv tip kırık; aynı materyalin kendi içinde görülen kırılma tipidir. Kompozit veya dentinde rezinin kendi içinde kopmasıdır. Koheziv rezin tip kırık; dentin yüzeyinde kompozit görülür ancak dişte kırık bulunmamaktadır. Veya koheziv dentin tip ise dentinden kompozit rezin tamamen ayrılmıştır ve dentinde kırık görülmektedir.. Karışık tip kırık (miks); dentin yüzeyinde hem kompozit rezin, hem de dentinde kırık görülmektedir (112).

Bağlanma kuvveti değerlerinin düşük olduğu bonding sistemlerde kırık tipinin adeziv tip kırık olduğu düşünülmektedir olduğu düşünülmektedir (113).

Bağlanma dayanımı değerleri yüksek bonding sistemlerde ise koheziv tip kırığın daha çok görüldüğü rapor edilmiştir (114).

İyi bir restorasyon diş ve restorasyon üzerinde oluşan çiğneme kuvvetlerine karşı adeziv ve koheziv olarak karşı koyabilmelidir (115).



GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında planlandı. Bunun için kişilerden alınacak olurlar hakkında bilimsel ve etik yönden değerlendirme yapan etik kuruldan onay alındı (Tarih:10.02.2016, Karar No:2, Toplantı sayısı:7). Çalışmanın makaslama bağlanma dayanım testi, Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında, kırılma tipi yüzey incelemesi Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Stereomikroskopunda, istatistiksel analizi Dicle Üniversitesi, Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında yapıldı. Lazerle pürüzlendirme işlemi için Bezmi Alem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Er:YAG lazer kullanıldı.

Gereç

Çalışmada Kullanılan Materyaller

Dişlerin Saklama Öncesi Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

Dental scaler (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)

Er:YAG Lazer ile Kavite Hazırlığı Sırasında Kullanılan Gereçler

Er:YAG lazer (Fidelis PlusIII, Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya) (Resim 1)

R02-C başlık (Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya) (Resim 2)

Koruyucu lazer gözlüğü (Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya) (Resim 3)



Resim 1: Er:YAG lazer



Resim 2: R02-C başlık



Resim 3: Koruyucu lazer gözlüğü

Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler

%35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Mavi renkte ve jel formunda olup, 3 ml'lik şırıngalar içinde bulunmaktadır.

(Resim4)



Resim 4: %35'lik Ortofosforik Asit

3M ESPE Single Bond Universal (3M Deutschland GmbH, 41453 Neuss, Germany) (Resim 5)

Tek komponentli ışıkla sertleşir. Self etch yedinci jenerasyon adeziv sistemdir. İçerğinde MDP Fosfat Monomer, HEMA, Doldurucu,Su, Silan,Dimetakrilat Resinler, Vitrebond Copolymer, Etanol ve İnitiatörler vardır.



Resim 5: Single Bond Universal

3M ESPE FİLTEK P60 Posterior Restoratif Sistem (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) (Resim 6)

3M ESPE Filtek P60 Posterior Restoratif, görülebilir ışıkla etkinleştirilen, radyoopak bir restoratif kompozittir. Posterior restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Filtek P60 restoratifteki dolgu maddesi zirkonya/silis içerir. İnorganik dolgu maddesinin yüklenmesi(silan ile muamele olmaksızın) 0.01 ie 3.5 µm aralığında partikül büyüklüğü ile hacmen %61'dir. Filtek P60 restoratif BIS-GMA, UDMA ve BIS-EMA reçine içerir.



Resim 6: 3M Espe Filtek P60

3M ESPE Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

3M ESPE Filtek Bulk Fill Posterior restorative materyali görünür ışıkla aktive olur. Bulk fill materyali dayanıklılık için mükemmel kuvvet ve düşük aşınma direnci sağlar. Tüm renkler yarı translucent ve polimerize edildiğinde düşük stress gösterirler. 5 mm ye kadar kaviteye uygulanabilirler. Bulk fill materyalinde yığılmış ve birleşmemiş 20 nm silika, yığılmamış ve birleşmemiş 4-11 nm zirkonya, birleşmiş zirkonya/silika kümesi(20 nm silika ,4-11 nm zirkonya partikülleri) ve 100 nm partikül büyüklüğünde yığılmış ytterbiyum triflorid doldurucu mevcuttur. İnorganik doldurucu oranı ağırlıkça %76.5 , hacimce %58.4' tür. Restoratif materyal ERGP-DMA, diurethane-DMA ve 1,12-dodecane-DMA içermektedir. (Resim 7)



Resim 7: 3M Espe Filtek Bulk Fill

Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein)

Tetric N-Ceram ışıkla sertleşen radyoopak bir hibrit kompozittir. Tetric N-Ceram 400-500 nm dalga boyunda ışık(mavi ışık) ile sertleşir. 4 mm' ye kadar kalınlıkta tabakalar halinde uygulanabilir. Monomer matriksi dimetakrilatlardan oluşur(ağırlıkça %19-21). Toplam inorganik dolgu malzemesi içeriği ağırlıkça %75-77, hacimce ise %53-55' tir. İçeriğinde barium camı, iterbiyum triflorür ve karışık oksitten oluşur. Ayrıca aditifler,katalizörler,stabilizatörler ve pigmentler içerir. İnorganik dolgu maddelerinin parçacık büyüklüğü 0.04 μm ile 3 μm arasındadır. Büyüklük ortalaması 0.06 μm ' dir. (Resim 8)



Resim 8: Tetric N-Ceram Bulk Fill

Tetric N-Ceram Posterior (Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein)

Tetric N-Ceram restorative tedavide kullanılan, ışıkla sertleşen, radyopak bir nanohibrit kompozittir. Tetric N-Ceram 400 ile 500 nm arası dalga boyunda ışıkla(mavi ışıkla) polimerize olur. Tetric N-Ceram dimetakrilatlardan oluşur (ağırlıkça %19-20). Doldurucu olarak baryum cam, iterbiyum triflorid, karışık oksit ve kopolimerler(ağırlıkça%80-81) içerir. Ek olarak katkı maddeleri,katalizörler,stabilizatörler ve pigmentler(ağırlıkça <%1) içerir. İnorganik doldurucuların toplam içeriği hacmin %55 ila 57 sini oluşturur. İnorganik doldurucuların partikül boyutu 40 nm ile 3000 nm arasındadır. (Resim 9)



Resim 9: Tetric N-Ceram

Elipar™ FreeLight LED Işık Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Elipar FreeLight 2 ışık cihazı 430-480 nm dalga boyuna, 1000 mW/cm² ışık gücüne sahip ikinci nesil bir LED ışık kaynağıdır. Geniş dalga boyuna sahip oldukları için tüm kompozitlerin polimerizasyonlarında kullanılırlar. Işık gücünün yüksek olması nedeni ile kompozitlerin polimerizasyon süreleri halojen ışık kaynaklarına göre %50 oranında azaltılmıştır. (Resim 10)



Resim 10: Elipar™ FreeLight LED Işık Cihazı

Restoratif Materyal	Üretici Firma
%35'lik Ortofosforik Asit	3M ESPE, A.B.D
Single Bond Universal	3M ESPE,GERMANY
Filtek P60 Posterior	3M ESPE, A.B.D
Filtek Bulk Fill	3M ESPE, A.B.D
Tetric N-Ceram Posterior	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Tetric N-Ceram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Ceraxidin-C	IMICRYL, Konya, Türkiye

Tablo 2: Kullanılan materyallerin isimleri ve üretici firmalar

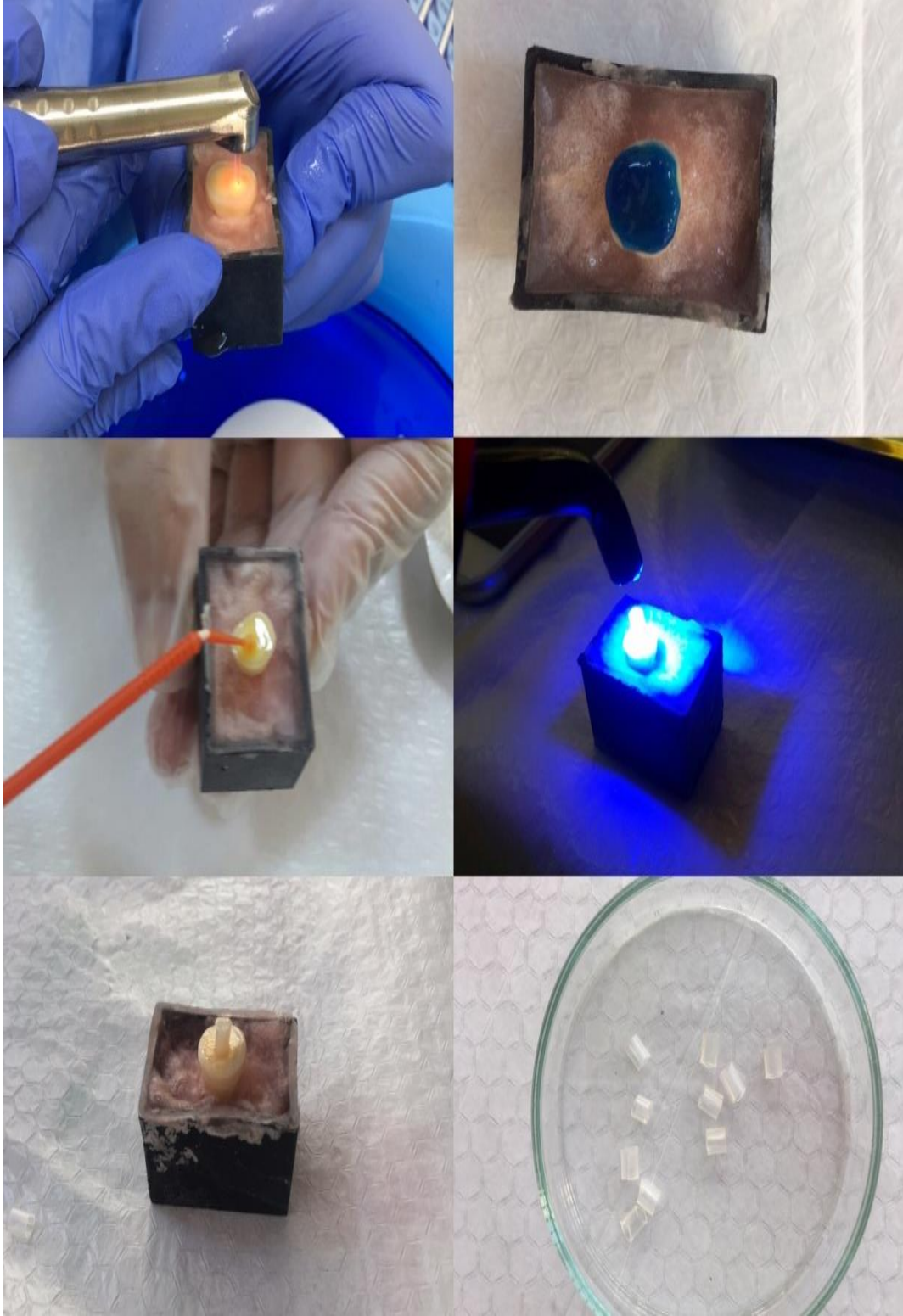
YÖNTEM

Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Bu çalışmada Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş-Çene Cerrahisi Bilim Dalı'nda bireylerden çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz toplam 180 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin yüzeyindeki doku artıkları dental scaler ile dikkatlice uzaklaştırıldı. Dişler en fazla altı ay olmak koşuluyla deney gününe kadar buzdolabında (4°C) distile su içerisinde saklandı. Distile su her on günde bir değiştirildi.

Örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada 180 adet çürüksüz son altı ayda cerrahi nedenlerle çekilmiş üçüncü büyük azı dişleri kullanıldı. Herhangi bir çürük lezyonu yada gözlenebilen yüzeysel defekti olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Çalışmaya dahil edilen tüm dişler periodontal scaler yardımıyla doku artıklarından temizlendi ve +4 oC distile su içerisinde bekletildiler. Distile su haftada bir düzenli olarak değiştirildi. Tüm dişler dentin yüzeyi oklüzal düzleme paralel olacak şekilde 3cm ve 6cm kenarlara sahip ve 4cm boyunda dikdörtgen plastik kalıplara kökleri içinde kalacak şekilde mine sement sınırında furkasyon bölgelerine kadar kendi kendine sertleşebilen soğuk akril (Imicryl, self-cure arcylc repair material, liquid and powder, Türkiye) materyaline gömüldü. Daha sonra bir elmas separe yardımıyla dişin uzun aksına dik olacak şekilde dentinin tam orta hizasından dişlerin okluzal kısmı kesildi. Dentin yüzeyi ortaya çıkarıldı. Cila diskleri (SofLex, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kullanılarak standart smear tabakası oluşturmak amacıyla yüzeyler zımparalandı. (Resim 11)



Resim 11: Uygulama aşamaları

Grupların oluşturulması ve Restoratif Sistemlerin Uygulanması

Tüm dişler rastgele üç gruba (n=60) ayrıldı. Daha sonra her bir grup kendi içinde rastgele dört gruba (n=15) ayrıldı. (Tablo 3)

Tablo 3: Çalışma Grupları ve Uygulamaları

	Lazerle Pürüzlendirme	Asitle Pürüzlendirme	Kontrol Grubu
3M P60 Posterior Kompozit	15(A)	15(E)	15(I)
3M Bulk Fill Kompozit	15(B)	15(F)	15(J)
Tetric N-Ceram Posterior Kompozit	15(C)	15(G)	15(K)
Tetric N-Ceram Bulk Fill Kompozit	15(D)	15(H)	15(L)

Çalışma Grupları ve Uygulamaları

Grup A

Hazırlanmış dentin yüzeyine Er:YAG lazer(LightWalker®, Fotona, Slovenia) 2940 nm dalga boyunda 1.2 W gücünde, 120 mJ enerji atımı ve 10 Hz sıklığında uygulandı. Noncontact modda ve 15 sn boyunca dentin yüzeyine 90C⁰ lik açıyla çalışıldı. Hava ve su ile kombine olarak fiber optik kablo ile bağlı 600 µm çapındaki bir safir uç ile temas ettirilmeden 1 mm uzaklıktan uygulandı. Yüzey işlemleri uygulanmış tüm dentin yüzeyine üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak 3M ESPE Filtek P60 Posterior Restoratif (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup B

Hazırlanmış dentin yüzeyine Er:YAG lazer(LightWalker®, Fotona, Slovenia) 2940 nm dalga boyunda 1.2 W gücünde, 120 mJ enerji atımı ve 10 Hz sıklığında uygulandı. Noncontact modda ve 15 sn boyunca dentin yüzeyine 90C⁰ lik açıyla çalışıldı. Hava ve su ile kombine olarak fiber optik kablo ile bağlı 600 µm çapındaki bir safir uç ile temas ettirilmeden 1 mm uzaklıktan uygulandı. Yüzey işlemleri uygulanmış tüm dentin yüzeyine üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak 3M Bulk Fill Posterior Kompozit (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup C

Hazırlanmış dentin yüzeyine Er:YAG lazer(LightWalker®, Fotona, Slovenia) 2940 nm dalga boyunda 1.2 W gücünde, 120 mJ enerji atımı ve 10 Hz sıklığında uygulandı. Noncontact modda ve 15 sn boyunca dentin yüzeyine 90C⁰ lik açıyla çalışıldı. Hava ve su ile kombine olarak fiber optik kablo ile bağlı 600 µm çapındaki bir safir uç ile temas ettirilmeden 1 mm uzaklıktan uygulandı. Yüzey işlemleri uygulanmış tüm dentin yüzeyine üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Posterior(Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup D

Hazırlanmış dentin yüzeyine Er:YAG lazer(LightWalker®, Fotona, Slovenia) 2940 nm dalga boyunda 1.2 W gücünde, 120 mJ enerji atımı ve 10 Hz sıklığında uygulandı. Noncontact modda ve 15 sn boyunca dentin yüzeyine 90C⁰ lik açıyla çalışıldı. Hava ve su ile kombine olarak fiber optik kablo ile bağlı 600 µm çapındaki bir safir uç ile temas ettirilmeden 1 mm uzaklıktan uygulandı. Yüzey işlemleri uygulanmış tüm dentin yüzeyine üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup E

Dentin yüzeyine %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) 15 sn uygulandı. Daha sonra 15 sn boyunca dentin yüzeyi yıkandı. Üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak 3M ESPE Filtek P60 Posterior Restoratif (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup F

Dentin yüzeyine %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) 15 sn uygulandı. Daha sonra 15 sn boyunca dentin yüzeyi yıkandı. Üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak 3M Bulk Fill Posterior Kompozit (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup G

Dentin yüzeyine %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) 15 sn uygulandı. Daha sonra 15 sn boyunca dentin yüzeyi yıkandı. Üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Posterior (Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup H

Dentin yüzeyine %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) 15 sn uygulandı. Daha sonra 15 sn boyunca dentin yüzeyi yıkandı. Üreticinin önerileri doğrultusunda Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. 20 sn boyunca adeziv dentin yüzeyine masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik

tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup I

Dentin yüzeyine tek aşamalı self-etch, smear tabakasını çözen Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak 3M ESPE Filtek P60 Posterior Restoratif (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup J

Dentin yüzeyine tek aşamalı self-etch, smear tabakasını çözen Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak 3M Bulk Fill Posterior Kompozit (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Grup K

Dentin yüzeyine tek aşamalı self-etch, smear tabakasını çözen Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde dentin üzerinde tabakalama tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Posterior(Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma

talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

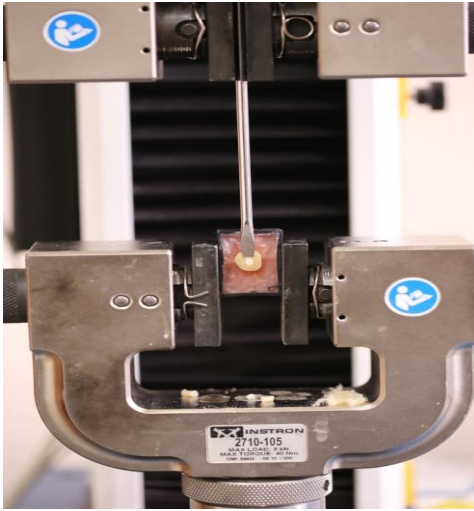
Grup L

Dentin yüzeyine tek aşamalı self-etch, smear tabakasını çözen Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca hafif hava uygulandı. 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv ajanın uygulanmasının ardından çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 4 mm'lik tabaka halinde dentin üzerinde bulk fill tekniği kullanılarak Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG,FL-9494 Schaan/Liechtenstein) ile üretici firma talimatlarına uyularak restorasyon yapıldı.

Örneklere Makaslama Bağlanma Dayanım Testinin Uygulanması

Tüm örnekler 24 saat boyunca 37°C'deki etüvde (Nüve Incubator EN 500, Kayseri, Türkiye) bekletildi. Etüvden alınan örneklere Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan instron test cihazında (Instron 2510-105 USA) 1mm/dk hızda makaslama testi uygulandı.(Resim 12)

Örnekler kırılincaya kadar kuvvet uygulandı. Kırılma değerleri Newton (N) olarak kaydedildi. N değerlerinin rezin blok taban alanına bölünmesiyle elde edilen megapaskal (MPa) değerleri analiz edildi ($MPa = N/mm^2$).



Resim 12: Instron 2510-105



Resim 13: Instron 2510-105

Stereomikroskop İncelemesi ve Fotoğrafların Alınması

Kırılmanın gerçekleştiği yüzey, x40 büyütmede stereomikroskop (NİKON, SM 800, Japonya) ile incelendi .

Kırılma tipi aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi;

Adeziv: restorasyon-dentin arayüzeyinde kırılma oluşur

Koheziv: Dentin veya restorasyon materyalinde kırılma oluşur

Miks (Karma): Parsiyel adeziv kırılma ve adeziv kırılma ile birlikte dentin veya kompozitte koheziv kırılma oluşur (115).

Örneklerin kırılma tiplerinin fotoğrafları, stereomikroskoba bağlı fotoğraf makinesi (Nikon Coolpix MDC lens, Japonya) ile alındı.



Resim 14 : Stereomikroskop

Sonuçların İstatistiksel Analizi

Çalışmadaki bulguların istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Veriler normallik varsayım koşulları parametrik testlerden Tek Yönlü Varyans Analizi(ANOVA) testi ile değerlendirildi. Tüm grupların karşılaştırılmasında çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Bağımlı T testi uygulandı.



BULGULAR

Tüm gruplardan elde edilen bağlanma dayanıklılığı verilerinin normallik varsayım koşulları parametrik testlerden Tek Yönlü Varyans Analizi(ANOVA) testi ile değerlendirildi. Bu testin sonunda Bağlanma dayanıklılığı verileri normal dağılış göstermediğinden, tüm grupların karşılaştırılmasında çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi kullanıldı.

Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren çoklu parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Bağımlı T testi uygulandı.

Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Dentin yüzeylerine Er:YAG lazer veya asidin uygulandığı ve pürüzlendirme yapılmayan gruplarda 4 farklı kompozitin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması Tablo 4’de gösterilmektedir.

3M P60 uygulanmış gruplarda makaslama bağlanma dayanımı düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). 3M Bulk fill uygulanmış gruplarda makaslama bağlanma dayanımı düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Tetric N Ceram uygulanmış gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p<0,05$). Tetric N Ceram Bulk fill uygulanmış gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p<0,05$). Diğer bir ifadeyle, bu bulgulardan hareketle 3M P60 ve Bulk fill uygulamalarının kompozitn makaslama bağlanma dayanımları açısından anlamlı düzeyde bir etkiye sahip oldukları, bununla birlikte, Tetric N Ceram ve Tetric N Ceram Bulk fill uygulamalarının makaslama bağlanma dayanımları açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığa sahip olmadıkları gözlenmiştir.

Tablo 4: Gruplarda saptanan ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri

	Makaslama Dayanımı (Mpa) Ort±SS
3M P60+ Er:YAG(Grup A)	44,68±19,19
3M P60+ Asit(Grup E)	96,60±37,43
3M P60+Kontrol(Grup I)	54,69±25,03
3M Bulk fill+ Er:YAG(Grup B)	65,83±37,43
3M Bulk fill + Asit(Grup F)	117,33±42,45
3M Bulk fill +Kontrol(Grup J)	71,68±41,63
Tetric N Ceram + Er:YAG(Grup C)	67,10±40,46
Tetric N Ceram + Asit(Grup G)	46,97±25,66
Tetric N Ceram +Kontrol(Grup K)	45,51±19,74
Tetric N Ceram Bulk fill+ Er:YAG(Grup D)	39,20±17,36
Tetric N Ceram Bulk fill + Asit(Grup H)	55,55±33,16
Tetric N Ceram Bulk fill +Kontrol(Grup L)	57,94±23,12

Oneway ANOVA Test kullanıldı.

p<0,05

En yüksek bağlanma dayanımı asit uygulanan 3M bulk fill grubunda

saptanmıştır ($p<0,05$).

En düşük bağlanma dayanımı Er:YAG uygulanan Tetric N Ceram Bulk fill grubunda saptanmıştır ($p<0,05$).

Gruplar arası karşılaştırmalardan elde edilen bulgular Tablo 5-6-7-8’de görülmektedir.

Tabakalama ve Bulk fill yöntemlerinin kullanıldığı gruplarda pürüzlendirme yöntemlerinin karşılaştırılmasına ilişkin analiz bulguları aşağıdaki tablolarda (Tablo 2, Tablo 3, Tablo 4 ve Tablo 5) verilmiştir.

Tablo 5: 3M P60 posterior uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

	Makaslama Bağlanma Dayanımı (Mpa) Ort±SS	p
3M P60+ Er:YAG(Grup A) 3M P60+ Asit(Grup E)	44,68±19,19 96,60±37,43	0,000
3M P60+ Asit(Grup E) 3M P60+Kontrol(Grup I)	65,83±37,43 54,69±25,03	0,000
3M P60+Kontrol(Grup I) 3M P60+ Er:YAG(Grup A)	54,69±25,03 44,68±19,19	0,508

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

$p<0,05$

Asitle pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımının Er:YAG pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak

anlamli derecede yu'ksek olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Asitle pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımının Kontrol grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamli derecede yu'ksek olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Er:YAG pürüzlendirme grubu ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamli bir farklılık gözlenmedi ($p<0,05$).

Tablo 6: 3M Bulk fill uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

	Makaslama Bağlanma Dayanımı (Mpa) Ort±SS	p
3M Bulk fill + Er:YAG(Grup B)	65,83±37,43	0,003*
3M Bulk fill + Asit(Grup F)	117,33±42,45	
3M Bulk fill + Asit(Grup F)	117,33±42,45	0,010*
3M Bulk fill +Kontrol(Grup J)	71,68±41,63	
3M Bulk fill +Kontrol(Grup J)	71,68±41,63	0,918
3M Bulk fill + Er:YAG(Grup B)	65,83±37,43	

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

$p<0,05$

Asitle pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımının Er:YAG

pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Asitle pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımının Kontrol grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Er:YAG pürüzlendirme ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p<0,05$).

Tablo 7: Tetric N Ceram uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

	Makaslama Dayanımı (Mpa) Ort±SS	Bağlanma	p
Tetric N Ceram + Er:YAG(Grup C)	67,10±40,46		0,169
Tetric N Ceram + Asit(Grup G)	46,97±25,66		
Tetric N Ceram + Asit(Grup G)	46,97±25,66		0,990
Tetric N Ceram +Kontrol(Grup K)	45,51±19,74		
Tetric N Ceram +Kontrol(Grup K)	45,51±19,74		0,131
Tetric N Ceram + Er:YAG(Grup C)	67,10±40,46		

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

$p<0,05$

Asitle pürüzlendirme grubu ile Er:YAG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p<0,05$).

Asitle pürüzlendirme grubu ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p<0,05$).

Er:YAG pürüzlendirme grubu ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p<0,05$).

Tablo 8: Tetric N Ceram Bulk fill uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması

	Makaslama Bağlanma Dayanımı (Mpa) Ort±SS	p
Tetric N Ceram Bulk fill+ Er:YAG(Grup D)	39,20±17,3	0,195
Tetric N Ceram Bulk fill + Asit(Grup H)	55,55±33,16	
Tetric N Ceram Bulk fill + Asit(Grup H)	39,20±17,3	0,964
Tetric N Ceram Bulk fill +Kontrol(Grup L)	57,94±23,12	
Tetric N Ceram Bulk fill +Kontrol(Grup L)	57,94±23,12	0,120
Tetric N Ceram Bulk fill + Er:YAG(Grup D)	39,20±17,3	

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

p<0,05

Asitle pürüzlendirme grubu ile Er:YAG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Asitle pürüzlendirme grubu ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak

anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Er:YAG pürüzlendirme grubu ile Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Lazer veya asit uygulanan ve pürüzlendirme yapılmayan gruplarda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması aşağıdaki tablolarda (Tablo 9, Tablo 10, Tablo 11) verimiştir.

Tablo 9: Lazer uygulanan gruplarda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

	Makaslama Dayanımı (Mpa) Ort±SS	Bağlanma p
Er:YAG+3M P60(Grup A)	44,68±19,19	0,052
Er:YAG+3M Bulk fill(Grup B)	65,83±37,43	
Er:YAG+Tetric N Ceram(Grup C)	67,10±40,46	0,010*
Er:YAG+Tetric N Ceram Bulk fill(Grup D)	39,20±17,36	

Paired T-test kullanıldı.

p<0,05

3M P60+ Er:YAG pürüzlendirme grubu ile 3M Bulk Fill+ Er:YAG pürüzlendirme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Tetric N Ceram + Er:YAG pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımının Tetric N Ceram Bulk fill +Er:YAG pürüzlendirme grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek

olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Tablo 10: Asit uygulanan gruplarda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

	Makaslama Bağlanma Dayanımı (Mpa) Ort±SS	p
Asit +3M P60	96,60±28,38	0,173
Asit +3M Bulk fill	117,33±42,45	
Asit +Tetric N Ceram	46,97±25,66	0,438
Asit +Tetric N Ceram Bulk fill	55,55±33,16	

Paired T test kullanıldı.

$p<0,05$

3M P60+ asit pürüzlendirme grubu ile 3M Bulk Fill+ asit pürüzlendirme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Tetric N Ceram + asit pürüzlendirme grubu ile Tetric N Ceram Bulk Fill+ asit pürüzlendirme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p<0,05$).

Tablo 11: Kontrol grubunda tabakalama ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması

	Makaslama Bağlanma Dayanımı (Mpa) Ort±SS	p
Kontrol +3M P60(Grup I)	54,69±25,03	0,249
Kontrol +3M Bulk fill(Grup J)	71,68±41,63	
Kontrol +Tetric N Ceram(Grup K)	45,51±19,74	0,229
Kontrol +Tetric N Ceram Bulk Fill(Grup L)	57,94±23,12	

Paired T test kullanıldı.

p<0,05

3M P60+ kontrol grubu ile 3M Bulk fill+ kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı (p<0,05).

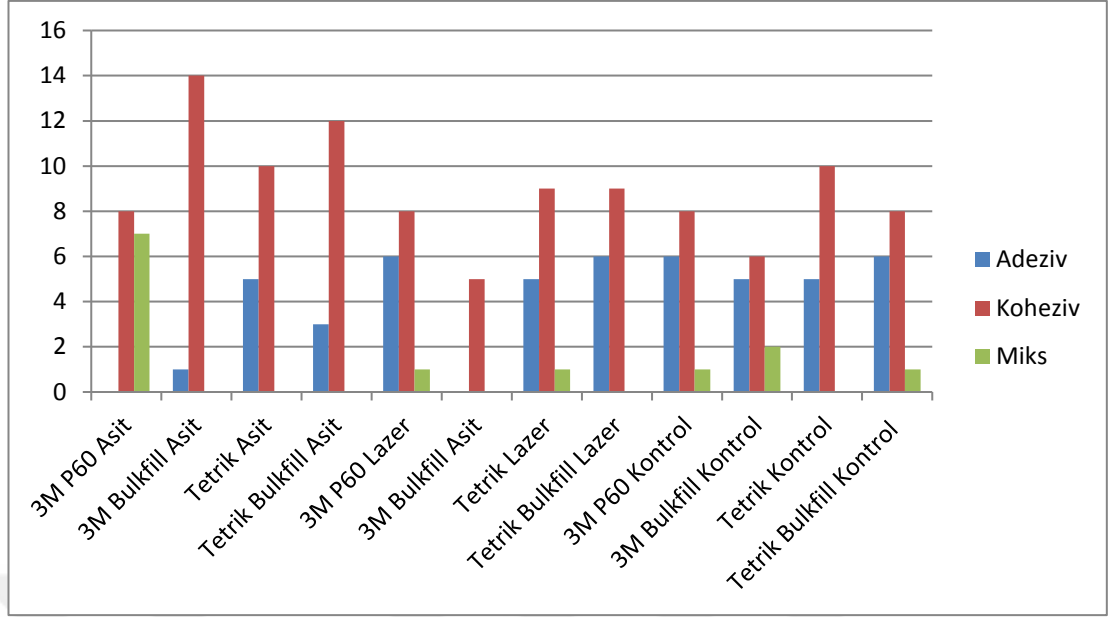
Tetric N Ceram + kontrol grubu ile Tetric N Ceram Bulk fill+ kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı (p<0,05).

Kırılma Tipi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinde dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve yüzde dağılımları Tablo 12 ve Grafik 1 de sunulmuştur. Örnek mikroskop görüntüleri ise Resim 15-16-17-18’de gösterilmiştir. Bütün örneklerde en çok koheziv kırılma tipi görülmüştür.

Gruplar		Adeziv kırık	Koheziv dentin kırık	Koheziv rezin kırık	Miks kırık	Toplam (n)
3M Asit	Bulkfill	1	4	10	0	15
3M BulkfillKontrol		5	1	7	2	15
3M Lazer	Bulkfill	10	2	2	1	15
3M P60	Kontrol	6	1	7	1	15
3M P60 Asit		0	3	5	7	15
3M P60 Lazer		6	1	7	1	15
Tetric Asit	Bulkfill	3	2	10	0	15
Tetric Kontrol	Bulkfill	6	1	7	1	15
Tetric Lazer	Bulkfill	6	1	8	0	15
Tetric Asit		5	1	9	0	15
Tetric Kontrol		5	2	8	0	15
Tetric Lazer		5	1	8	1	15

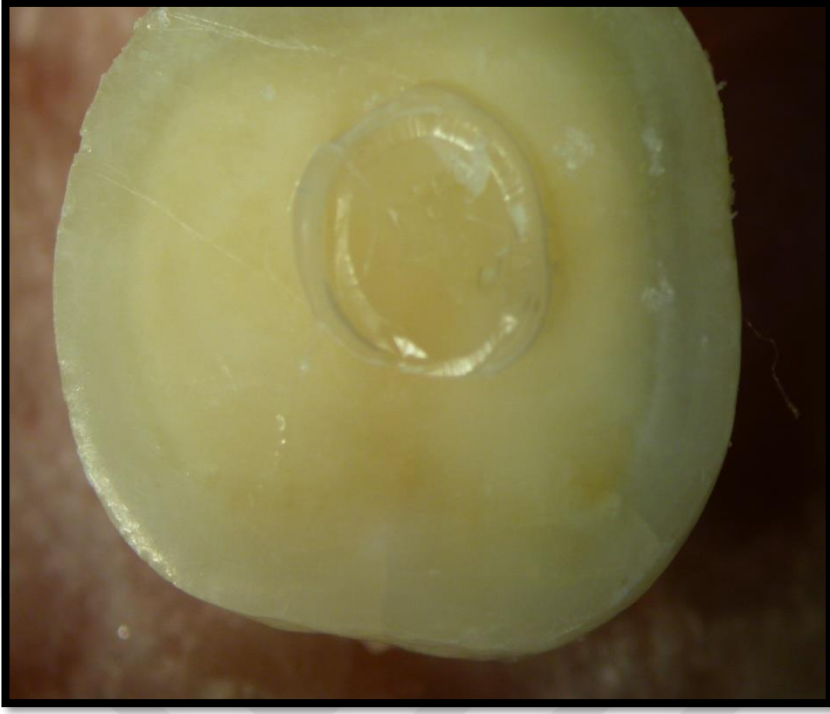
Tablo 12: Kırılma tiplerinin sayısal değerleri



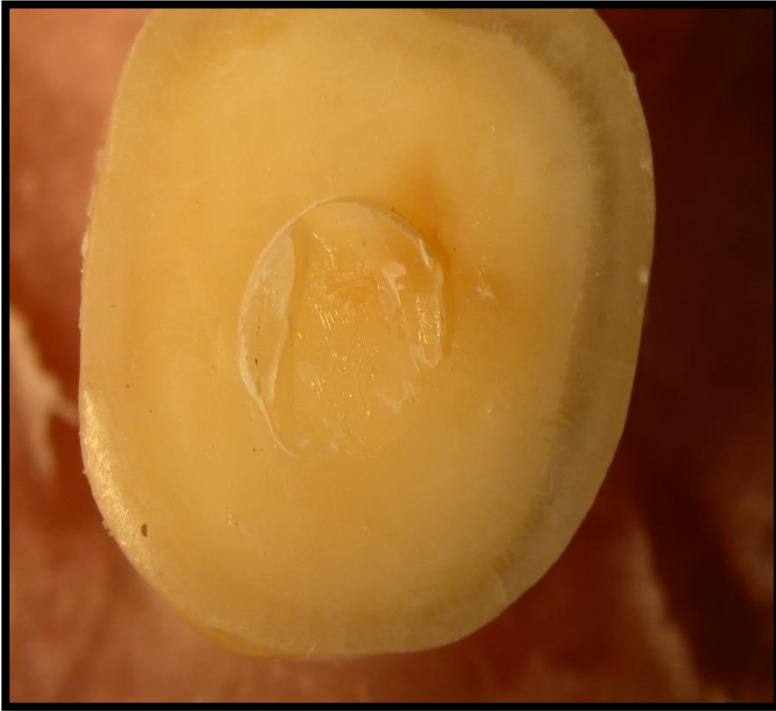
Grafik 1: Kırılma tipleri ve yüzdeleri



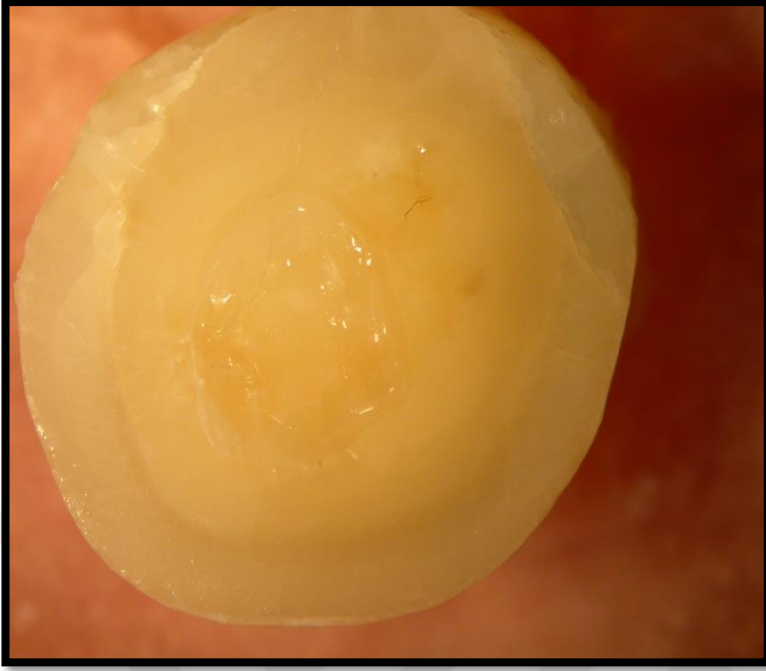
Resim 15: Adeziv kırık



Resim 16: Koheziv dentin kırık



Resim 17: Koheziv rezin kırık



Resim 18: Miks kırık

TARTIŞMA

Dental adezyon teknolojisindeki hızlı gelişmeler modern restoratif diş hekimliğini yoğun bir şekilde etkilemiştir. Kırılan yada çürüyen dişler adeziv teknolojisi kullanılıp minimal invaziv bir şekilde tedavi edilmesine rağmen kompozit restorasyonların klinik ömürleri günümüzde hala yeterli olarak görülmemektedir. Esas olarak su emilimi adeziv-diş bağlantısının stabilizasyonunu bozduğu düşünülmektedir. Bunun yanında diş yapısının heterojenitesi ve kompozisyonu, kavite preparasyonu sonrası açığa çıkan diş yüzey özellikleri dikkate alınmalıdır. Ayrıca oral kavitenin doğasında olan nem, çiğneme stresi, sıcaklık ve PH değişiklikleri, diyet ve çiğneme alışkanlıkları göz önünde bulundurulmalıdır (116).

Restoratif işlemler öncesi diş sert dokularında bağlanma kuvvetini artırma amacıyla yapılan hazırlıklar mevcuttur. Bu restorasyonun klinik başarısında önem taşımaktadır (117).

Asidik ajanlar dentin yüzey pürüzlendirmede kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra smear tabakasını ortadan kaldırır, dentin tübüllerini açarlar, dentin yüzeyini demineralize ederler ve intertübüler dentinin mikroporozitesini artırır (7,82).

Adeziv materyal ve prosedürlerinde yüzey hazırlıkları konvansiyonel yöntemler kullanılmaktadır. Er:YAG lazer de konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak yüzey tedavisinde uygulanmaktadır (5,7).

Er:YAG lazer dental sert dokularda kullanımı en çok tavsiye edilen lazer tipidir. Dalga boyu 2.94 µm dir. Su absorpsiyonunu sağlar ve hidroksiapatitte iyi absorbe olur (6,7).

Er:YAG lazer sert dokularda termomekanik ablasyon etkisi göstererek inorganik yapılarda mikro patlamalara neden olmaktadır. Er:YAG lazer suyu ve diğer organik dokuları buharlaştırarak iç basınç oluşturur. Bu iç basınç erime noktasına ulaşılmadan önce inorganik yapıların yıkıcı patlamalarına neden olmaktadır (118).

Adeziv sistemlerin başarılarının basit geri bildirimlerinde makaslama bağlanma testi önemli bir unsurdur (119).

Restorasyonun ağız ortamında başarısı için in vivo testler yapılması gerekmektedir. Ancak uzun zaman gerektiren bu klinik testleri uygulamada sıkıntılar

yaşanmaktadır (120).

Klinik testler dental restorasyonlar için nihai testlerdir. Ama bu testlerde oral kavitede restorasyon üzerinde oluşan çeşitli streslerin oluşturduğu başarısızlıklarda gerçek neden ayırt edilememektedir. Laboratuvar testleri tek bir değişkeni etkilerken diğer değişkenleri sabit tutabilirler. Ayrıca laboratuvar testleri klinik testlere göre daha kısa sürede sonuç vermeleri, daha az maliyetli olmaları ve daha kolay gerçekleştirilebilmeleri gibi avantajları bulunmaktadır (121).

Bu çalışmamızda standardizasyonun sağlanması açısından daha kolay olması ve daha kısa sürede sonuç alınabilmesi nedeni ile in vitro olarak yapılması planlanmıştır.

ISO 11405 2003’de in vitro testleri olarak makaslama ve çekme testleri bağlanma direncinin ölçülmesinde gösterildi. Makaslama ve çekme testleri, ağız ortamında restorasyonun maruz kalacağı gerilimleri taklit etme yönüyle direncini araştırmak için yapılan testlerdir. Çekme testlerinde 90°’lik bir açı ile diş dokusuna kuvvet uygulanarak bağlantı test edilmektedir. Makaslama testlerinde ise diş dokusuna paralel bir kuvvet ile bağlantı bozulur. Çekme bağlanma ve makaslama bağlanma dayanıklılığı testleri genelde 3-6 mm çapında geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde uygulanmaktadır (122).

İdeal bağlanma testi uygulanması kolay (az teknik gerektirmesi) ve hızlı olmalıdır. Bağlanma testlerinde en çok kullanılan makaslama bağlanma testidir (116,123).

Bağlanma kuvveti ile ilgili bilimsel yayınlarda %26 oranında kullanılmıştır. Bonding prosedüründen sonra herhangi bir işlem gerektirmemesi ve en hızlı ve en kolay uygulanabilen test olması nedeni ile makaslama bağlanma testi araştırma enstitülerinde popüler olmuştur (116,124).

Çalışmamızda bağlanma dayanım test metodlarından pratik bir yöntem olan, sıklıkla kullanılan ve güvenilir olan makaslama bağlanma dayanıklılık testi tercih edilmiştir.

ISO standartlarına göre 5 yaşından küçük sığırların alt çene kesici dişleri veya premolar/molar dişleri ve 16-40 yaş aralığındaki kişilerin restorasyonsuz ve çürüksüz üçüncü büyükazı dişleri bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde kullanılmalıdır. Dişler çekildikten sonra 1 ay içerisinde kullanıma başlanması ve bu sürenin 6 ayı geçmemesi

gerekir. 6 ay sonunda dentinde dejeneratif değişiklikler olduğu rapor edilmiştir (109). Bu çalışmada da, yaşları 20-40 arasında değişen bireylerden çekilen gömük olmayan, çürüksüz ve restorasyonsuz üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır. ekilmiş dişler ISO standartlarına uygun olarak en fazla 6 ay bekletilmiştir. Dentine bağlanmayı etkileyen bir diğer faktör ise dişlerin salkındığı solusyon ve solusyonda kalma süreleridir. Dişlerin dehidrate olmamaları için deney gününe kadar solusyonda saklanması gerekir (109).

En çok kullanılan solusyonlar distile su ve serum fizyolojiktir. Mikroorganizma üremesini önlemek için bu solüsyonlara glutaraldehit, formalin, timol, kloramin ve sodyum hipoklorit gibi dezenfektan maddeler ekelenabilmektedir (125).

ISO standartlarına göre dişler çekildikten sonra su altında yıkanmalı, diş üzerinde kalan kan ve doku artıkları uzaklaştırılmalı ve bakterid/bakteriyostatik solusyonlarda(%0.5'lik kloramin-T trihidrat) en fazla bir hafta bekletilir. Daha sonra distile su içine eklenmelidir. Dişle distile su içerisinde buzdolabında(4°C'de) veya dondurucuda -5°C'de bekletilmelidir. Distile su mikroorganizma üremesini engellemek için periyodik olarak yenilenmelidir (109).

Bu alışmamızda çekimden sonra dişler üzerinde bulunan kan ve doku artıkları dental scaler ile uzaklaştırıldı. Dişler yıkanarak distile su iersisine konulmuştur ve deney gününe kadar buzdolabında + 4°C'de bekletilmiştir. Distile su on günde bir yenilenmiştir.

Bağlanma kuvvetlerinde göz önünde bulundurulması gereken faktörlerden biri de materyalin bağlandığı yüzey alanıdır. Yüzey alanı ile ilgili değerler kesin olmamakla beraber 3.5-10 mm çapındaki alanların kullanımı mevcuttur. Yüzey alanı artması bağlanma kuvvetinde azalmaya neden olduğu rapor edilmiştir. Bunun nedeni geniş bağlanma alanında artmış defekt sayısı olduğu düşünülmektedir (126).

Bağlanma kuvveti testlerinde materyalin uygulanacağı diş yüzeyi ve deney mekanizmasının doğru olması şartı vardır. Yüzey düzgünlüğü ve açısı kontrol altında olması gerekir. Bu nedenle diş sert alçı ya da kendiliğinden sertleşen reçine içine gömülmelidir. Reçinenin polimerizasyon ısısının ve absorbsiyonunun dişi olumsuz etkilemesi olasılığı olduğu için viskz, yavaş sertleşen materyalden seçilmesi gerekmektedir. Diş yüzeyinin cilalama sırasında kontamine olmasını önlemek için

dişler gömüldüğü materyalin yukarısında olması gerekir. Dişler gömüldükten sonra su içine bırakılmalıdır.

Hazırlanan örneklerin ağız ortamını taklit etmesi için belirli süre içinde suda bekletilmesi gerekmektedir. ISO standartlarına göre bu bekletilme 3 farklı şekilde olabilir.

- 24 saat süreyle 37 °C su içinde
- 6 ay süreyle 37 °C su içinde
- 5-500 ° C arasında 500 termal siklus uygulama şeklinde (109).

Bağlanma kuvveti testlerinde örneklerin makaslama testi öncesi bekleme koşulları önem taşımaktadır. Çalışmamızda örneklerin başlangıç bağlanma değerleri araştırılması amaçlanmıştır. Bu nedenle kompozit rezinlerin polimerizasyonunu takiben 24 saat 37°C'lik etüvde bekletildikten sonra makaslama bağlanma testi yapılmıştır (127).

ISO standartlarında standart bir yüzey elde etmek için 600 grit kalınlığında silikon karbit zımpara kağıdı ile üniform ve düz yüzey elde edilene kadar aşındırma yapılması gereklidir (109). Çalışmamızda üniform ve düz yüzey elde etmek amacıyla 600 gritlik silikon zımpara kağıdı kullanılmıştır.

Tartışmanın bu kısmına kadar olan bölümde çalışmadaki deneysel değişkenlerin önemi vurgulanmıştır. Bu bölümden itibaren farklı pürüzlendirme yöntemlerinin adeziv sistemlerin bağlanması üzerine etkileri ve tabakalama-bulk fill tekniklerinin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilecektir.

Farklı pürüzlendirme yöntemlerinin adeziv sistemlerin bağlanması üzerine etkileri

Dunn ve ark. Er:YAG lazer ve döner aletler ile hazırladıkları dentin yüzeylerinde asit ve lazer ayrı ayrı kullanılarak pürüzlendirme yapmışlardır. Total-etch adeziv uygulanan örneklerde kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımlarını kıyaslamışlardır. Döner alet kullanılan ve asit ile pürüzlendirme yapılan grupta makaslama bağlanma dayanımı lazer ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda ve hiç pürüzlendirme yapılmayan gruplarda ise kavite hazırlığı metotları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık

bulunmamıştır. Her iki yüzey hazırlığı yöntemi karşılaştırıldığında; asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile pürüzlendirmenin pürüzlendirme yapılmayan gruba göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu saptanmıştır (128). Biz de çalışmamızda benzer şekilde 3M posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile pürüzlendirmenin pürüzlendirme yapılmayan gruba göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu belirledik.

Visuri ve ark. Er:YAG lazer ve frez kullanarak hazırladıkları dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır; lazer ile hazırlanan ve asitleme yapılmayan grubun makaslama bağlanma kuvveti lazer+asit, frez (asitleme yok), frez+asit gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bulunmuştur. Lazer+asit, frez (asitleme yok) ve frez+asit grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptamamıştır. Lazer ile hazırlanan gruplarda bağlanma dayanımlarının fazla olmasını çalışmalarında kullandıkları primerin dentin minerallerine bağlanma özelliği olmasına bağlamışlardır. Asit uygulaması sonucu dentin yüzeyi demineralize olur ve organik yapıdan zengin bir yüzey oluşur. Bunun da mineral yapıya bağlanma özelliği olan primer için dezavantaj oluşturduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde peritübüler dentinin daha yoğun olduğunu söylemişlerdir. Oluşan bu durumun peritübüler dentinin mineral içeriğinin fazla olması nedeni ile bağlanma kuvvetini artırıcı bir diğer etken olabileceğini belirtmişlerdir (129). Bizim çalışmamızda ise bu bulgulardan farklı olarak 3M gruplarında asitle pürüzlendirme daha iyi bağlanma gösterirken Tetric N Ceram gruplarında ise asitle ve lazerle pürüzlendirme arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Bertrand ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımlarına olan etkisini değerlendirmek amacı ile yaptıkları çalışmada; frez+asit, Er:YAG lazer (asitleme yok), Er:YAG lazer+asit grupları arasında makaslama bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (117). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Tetric N Ceram gruplarında lazerle ve asitle

pürüzlendirme arasında makaslama bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Ceballos ve ark. Er:YAG lazer ile dentin yüzeylerini pürüzlendirmenin bağlanma dayanımlarına etkisini belirlemek amacı ile yaptıkları çalışmalarında hazırladıkları dentin yüzeylerini asit, Er:YAG lazer (180mj,2Hz), Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirmişler ve tek aşamalı total-etch bir adeziv (Single Bond) ve kompozit (Z100) uygulayarak makaslama bağlanma kuvvetlerini kıyaslamışlardır. Yalnızca asit ile pürüzlendirme yapılan grubun makaslama bağlanma kuvvetinin yalnızca lazer ve lazer+asit ile pürüzlendirilen grupların makaslama bağlanma dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirilmiş grupta düşük bağlanma dayanımları elde edilmesini lazer uygulanması ile dentin yüzeyinde oluşan tabakanın özellikleri ile ilgili olduğunu belirtmişlerdir. Oluşan tabakanın üst kısmında kollajen fibrillerin tümünün eriyip buharlaşması ile meydana gelen pullu bir yüzey görünümünde olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu yüzeydeki mikrofissürlerden adezivlerin kısmen penetre olabildiğini; alt tabakanın ise birbirleriyle iyi bir şekilde kaynaşmış denatüre kollajen fibril kalıntılarından oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Ve bu kaynaşma ile fibriller arası boşlukların kapanması sonucu yüzey alt tabakasına rezinlerin difüzyonunun bozulduğunu gözlemlemişlerdir. Lazer+asit kullanarak hazırladıkları dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları yalnızca lazer ile pürüzlendirme yapılan gruba göre bir miktar arttığını ancak yalnızca asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre ise daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Lazerden sonra fosforik asit kullanımı sonucu lazerden etkilenmiş tabakanın ortadan kalktığını fakat lazerin meydana getirdiği termomekanik etkinin dentinin daha derin tabakalarına da etki etmesi nedeni ile rezin-dentin ara yüzey bütünlüğünün olumsuz etkilendiğini belirtmişlerdir. Lazer pürüzlendirmesi sonucu oluşan modifiye dentin tabakasının bağlanma dayanımlarını anlamlı derecede azalttığını belirtmişlerdir ve lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olamayacağını bildirmişlerdir (130). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde 3M posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur.

Ramos ve ark. Er:YAG lazer ile dentin yüzeylerini pürüzlendirme sonrası biri self-etch (Clearfil Liner Bond 2V) diğer ikisi total-etch (Excite ve Gluma One Bond) olmak üzere üç adeziv sistemin dentindeki bağlanma dayanımlarına etkisini belirlemek amacı ile yaptıkları çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirme sonrası tüm adezivlerin bağlanma dayanımlarında düşüş olduğunu fakat istatistiksel olarak anlamlı düşüşün sadece etanol bazlı olan Excite'in uygulandığı grupta gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirmenin bağlanmaya olumsuz etkisinin lazerle pürüzlendirilen dentinde yüzeyaltı çatlak oluşması ile veya lazer uygulamasını sonrası oluşan heterojen tabakanın daha da bozulması ile ilgili olabileceğini bildirmişlerdir. Yapılan çalışmada lazer ile pürüzlendirme ve geleneksel olarak hazırlanmış dentin yüzeylerinde en başarılı adezivin self-etch bir adeziv olan Clearfil Liner Bond 2V olduğu bulunmuştur. Bunun nedeni ise self-etch adezivlerin teknik hassasiyetlerinin asitleme-yıkama aşaması gerektiren total-etch adezivlere göre daha az olması ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir (131). Bizim çalışmamızda ise bu bulgulardan farklı olarak 3M gruplarında asitle pürüzlendirme daha iyi bağlanma gösterirken Tetric N Ceram gruplarında ise asitle ve lazerle pürüzlendirme arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Çelik ve ark. Er:YAG lazer ve frez kullanarak hazırlanan dentin yüzeylerinde üç farklı adeziv sistemin makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Tek aşamalı bir self-etch adeziv olan Clearfil S3 Bond'un uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma oranları gösterdiği bildirilmiştir. Self-etch adezivin (Clearfil Protect Bond) uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre daha yüksek bağlanma oranları gösterdiği fakat bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Total-etch adezivin (Single Bond 2) uygulandığı gruplarda ise kavite hazırlığı metotları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde en yüksek bağlanma değerlerini Clearfil Protect Bond uygulanan grup gösterirken, en düşük bağlanma değerleri Single Bond 2 uygulanan gruplarda görülmüştür. Frez ile hazırlanan dentin yüzeylerinde Clearfil Protect Bond ve Clearfil S3 Bond grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ve Single Bond 2'nin her iki self-etch adezivden anlamlı derecede düşük bağlanma değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond 2 uygulanan gruplarda adeziv kullanımı

öncesi asitleme yapılması veya yapılmaması arasında bağlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmemiştir (132). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Tetric N Ceram gruplarında lazerle ve asitle pürüzlendirme arasında makaslama bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Brulat ve ark. hazırlanan dentin yüzeylerinde Er:YAG lazer ya da frez ile üç farklı self-etch adeziv sistemin (iBond, Xeno III, Clearfil SE Bond) makaslama bağlanma kuvvetini karşılaştırmışlar. Xeno III adeziv kullanılan grupta frez ve lazerle pürüzlendirme arasında makaslama bağlanma kuvveti açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak diğer adezivler kullanıldığında Er:YAG lazer kullanılan grupların makaslama bağlanma kuvvetleri daha düşük bulunmuştur (133). Bizim çalışmamız da bu bulguları destekler şekilde, Tetric N Ceram posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde pürüzlendirme tiplerinin bağlanma dayanımları üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Er:YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyine bonding işleminden önce ortofosforik asit ($\text{pH} < 1$) uygulandığında, yüzeyde oluşan demineralizasyon 5-6- μm kalınlığında hibrit tabakasının oluşumunu sağlar. Self etch adeziv monomer sistemlerinde bulunan asidik ajanlar düşük pH a sahip dentin yüzeyinde anlamlı derecede düşük demineralizasyon sağlarlar. Daha sonra denature olmuş yüzey altı tabakada daha az kuvvetli kollajen fibriller ile oluşmaktadır. Düşük adezyon elde edilmesinde hibrit tabakasının düşük kalınlıkta olması ve zayıf kollajen fibrillerin denature olması gibi faktörler rol oynamaktadır. Self etch adezivlerde Er:YAG ile hazırlanan dentin yüzeylerinde düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri elde edilmesinde smear tabakasının yokluğu da ayrı bir etken olabilir (133).

Gürkan ve ark. hazırlanan dentin yüzeylerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan ve total-etch uygulanan gruplar pürüzlendirme açısından değerlendirilmişlerdir. En yüksek bağlanma değerlerinin hiç pürüzlendirme yapılmayan grupta gözlenmiştir. Bunu sırası ile lazer ile pürüzlendirme ve asit ile pürüzlendirme yapılan grubun izlediği belirtilmiştir. Asit ile pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımının hem pürüzlendirme yapılmayan gruba göre hem de lazer ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu saptanmıştır. Fakat pürüzlendirme yapılmayan grup ile lazer ile pürüzlendirme yapılan grup arasında ise

anlamli bir farklıliğin olmadığı belirtilmiştir (7). Bizim çalışmamızda ise bu bulgulardan farklı olarak 3M gruplarında asitle pürüzlendirme daha iyi bağlanma gösterirken Tetric N Ceram gruplarında ise asitle ve lazerle pürüzlendirme arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Bunun yanında bizim yaptığımız çalışmamızda da benzer şekilde Tetric N Ceram posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde pürüzlendirme tiplerinin bağlanma dayanımları üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Esteves-Oliveira ve ark. hazırlanmış mine ve dentin yüzeylerine Er:YAG, Er,Cr:YSGG veya frez ile pürüzlendirme yapılmıştır. Uygulanan self-etch bir adeziv sistemin çekme bağlanma kuvvetini karşılaştırmışlardır. Bağlanma kuvvetlerinin Er:YAG lazer kullanılan gruplar Er,Cr:YSGG kullanılan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Her iki lazer grubunun ortalama bağlanma dayanımlarının ise frez grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu saptamışlardır (134).

Korkmaz ve ark. yaptıkları çalışmada hazırladıkları dentin yüzeyine lazer veya asit uygulamışlardır. Tüm gruplarda aynı adeziv (Ketac N100 nano-ionomer primer) kullanılmıştır. Kontrol grubunda herhangi bir pürüzlendirme yapılmamıştır. Lazer etching+asit etching yapılan grup ile sadece lazer etching yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ayrıca yalnızca asit etching uygulanan grup ile lazer etching+asit etching yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yalnızca asit uygulanan grubun makaslama bağlanma kuvveti yalnızca lazer uygulanan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Hazırlanan dentin yüzeyine hiç pürüzlendirme yapılmayan ve sadece adeziv uygulanan grupta en yüksek makaslama bağlanma kuvveti elde edilmiştir (135). Bizim yaptığımız çalışmada da benzer şekilde Tetric N Ceram posterior ve bulk fill uygulanan örneklerde pürüzlendirme tiplerinin bağlanma dayanımları üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Tartışmanın bu bölümüne kadar çalışmadaki deneysel değişkenlerin önemi ve farklı pürüzlendirme yöntemlerinin adeziv sistemlerin bağlanması üzerine etkilerini vurgulamaya çalıştık. Bu bölümden itibaren tabakalama ve bulk fill tekniklerinin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilecektir.

Tabakalama ve bulk fill tekniklerinin makaslama bağlanma dayanımları

Uzun yıllar boyunca klinisyenler ve araştırmacılar arasında kompozit rezinin küçük tabakalar halinde yerleştirilmesi polimerizasyon büzülmesi stresini azalttığı yönünde bir anlayış söz konusuydu. Bu konsept bir çok araştırmacı tarafından sorgulanmıştır. Bunu sorgulayan araştırmacılar kaviteye kompozitin daha büyük tabakalar halinde veya bulk fill tekniğiyle yerleştirilmesini savunmuşlardır. Bulk fill tekniğiyle ilgili polimerizasyonun yeterli olmadığı endişesi ortaya çıkmıştır. Bunun nedeni en alt tabakaya ulaşan ışığın yetersizliğine bağlı oluşan polimerizasyonun azalmış olmasıdır. Yeni tanıtılan bulk fill materyalleri daha etkili foto başlatıcı sistemlere sahip oldukları, düşük vizkoziteye sahip oldukları ve yüksek translusense sahip oldukları iddia edilmiştir. Resin bazlı dolgu materyallerinin 2 mm lik tabakalar halinde kullanıldıklarında en alt tabakanın sertleşme oranının en az %80 oranında olduğu ve bu da polimerizasyon için yeterli olduğu rapor edilmiştir. Yapılan son çalışmalardan birinde 4mm lik tabakalar uygulandığında polimerizasyonda benzer yüzde bulunmuştur. %90 oranını aşan polimerizasyonda yüksek polimerizasyon etkinliğine sahip olduğu kabul edilmiştir. Sonuçlar araştırılan bulk fill kompozitlerin 4 mm lik tabakalarda en alt bölgenin yüksek derecede polimerize olduğunu göstermiştir (en alt bölge %80). Bulk fill materyallerinin gerektirdiği şartlar ISO 4049 da polimerizasyon süresinin 20 sn olması gibi durumlar belirtilmiştir (136).

Yeni tanıtılan resin bazlı bulk fill kompozitlerin kimyasal yapıları resin bazlı nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerden farklı değildir (137).

Çalışmamızda 3M ESPE P60 ve Tetric N Ceram posterior kompozitler 2 mm lik tabakalar halinde kullanılmıştır. Yine aynı şekilde 3M ESPE ve Tetric N Ceram bulk fill kompozitleri 4 mm lik tabakalar halinde kullanılmıştır. Farklı yüzey tedavileri uygulanan dentin yüzeylerine kompozitler tabakalama ve bulk fill olmak üzere 2 farklı teknikle yerleştirilmiştir. Yüzey tedavilerinde ortofosforik asit ve Er:YAG lazer kullanılmıştır. Ve yüzey tedavilerinin ve tabakalama –bulk fill tekniklerinin kendi aralarındaki bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür.

Tetric Ceramda fotobaşlatıcı olarak kamforokinon dışında foto başlatıcı Ivocerin bulunmaktadır. Bu foto başlatıcı sistem en alt tabakaya kadar polimerizasyon sağlamaktadır. Bununla birlikte polimerizasyon mekanizması ve foto başlatıcı kimyası ile ilgili çeşitli etkenler vardır. Bulk fill kompozitlerde foto başlatıcı

sistemde herhangi bir farklılık görülmemiştir. Bu yüzden polimerizasyon derinliği materyallerin translusensi geliştirilerek düzenlenmelidir. Bunu başarmanın basit yollarından biri ise doldurucu miktarı azaltılmaktır. Partikül büyüklüğü ve translusensi lineer olarak korelasyon göstermektedir (138).

Translusensi dışında doldurucu partikül ve rezin matriksteki farklı kırma indeksleri de translusensi etkilemektedir (137).

Çolak ve ark. hazırladıkları dentin yüzeyine total etch olan Adper Scotchbond(%35 fosforik asit) primer+bond kullanarak nanohibrit olan Tetric Evo Ceram veya Herculite XRV Ultra kompozitleri 2 mm'lik tabakalar halinde ve bulk fill kompozit olan Tetric Evo Ceram bulk fill ve SonicFill rezinleri 4 mm'lik tabakalar halinde yerleştirmişlerdir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Herculite XRV Ultra grubunda bulunurken en düşük makaslama bağlanma dayanımı Tetric Evo Ceram bulk fill grubunda bulunmuştur. Tetric Evo Ceram bulk fill grubu ile Herculite XRV Ultra grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bulk fill kompozitler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Her iki bulk fill grubunun makaslama bağlanma dayanımları diğer gruplara kıyasen daha düşük bulunmuştur (139). Bizim çalışmamızda da bu araştırmanın sonuçlarını destekler nitelikte lazer uygulanan gruplarda 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram, 4 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram bulk fill arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Buna ilaveten en düşük makaslama bağlanma dayanımı olarak Tetric N Ceram bulk fill grubunda bulunmuştur.

N.Tekçe ve ark. hazırladıkları dentin yüzeyine 2 farklı adeziv(Adper Single Bond ve Adper Easy Bond) uygulayarak SDR incremental veya X tra incremental 2 mm'lik tabakalar halinde ve SDR bulk fill veya X tra bulk fill 4 mm'lik tabakalar halinde yerleştirmişlerdir. Uygulanan kompozit rezinler karşılaştırıldıklarında Adper Single Bond Plus uygulanan gruplarda Xtra incremental ve X tra bulk fill grupları istatistiksel olarak SDR incremental ve SDR bulk fill gruplarından daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları saptanmıştır. Bu çalışmada adeziv tipleri, kompozit türleri ve dentin tipleri karşılaştırılmıştır. Adper Easy Bond kullanılan gruplarda ise en yüksek bağlanma kuvveti SDR incremental grubunda olduğu bildirilmiştir. Dentin adeziv sistemler karşılaştırıldıklarında kontrol grubu ve

SDR incremental grubu diğer gruplardan daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları saptanmıştır. X tra bulk fill grubunda Adper Single Bond istatistiksel olarak Adper Easy Bond'tan daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları bildirilmiştir (140). Bizim çalışmamızda benzer şekilde 3M incremental 3M bulk fill grupları istatistiksel olarak Tetric incremental ve bulkfill gruplarından daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları bulunmuştur.

Felix ve ark. tabakalama tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmada farklı adeziv(AdheSE bond ve Adper Single Bond) sistemleri kullanmışlardır. Tabakalama tekniklerinin lateral duvarlara bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Kompozit olarak sadece Tetric Ceram kullanılmıştır. En yüksek bağlanma kuvveti lateral duvarlara adeziv sistem fark etmeksizin incremental teknikte bulunmuştur. En düşük değerler Tetric bulk fill flow grubu veya light cone grubunda bulunmuştur (141).

Hanbyeol ve ark. konvansiyonel rezin bazlı kompozitler ile bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel kompozit ile biri yüksek viskoziteli ve diğer ikisi düşük viskoziteli bulk fill kompozitler karşılaştırılmıştır. 4 grup oluşturuldu. Bulk fill kompozitler 4 mm'lik tabaka halinde yerleştirildi. Konvansiyonel rezin bazlı kompozitler ise 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirildi. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit: Tetric N Ceram. Düşük viskoziteli bulk fill kompozit: Venus bulk fill ve SureFil SDR flow. Konvansiyonel kompozit: Filtek Z350. Bu çalışmada 7.jenerasyon bonding ajanlar(Tetric N bond self-etch, İbond self-etch,Xeno V+,Single Bond Universal) kullanılmıştır. Konvansiyonel rezin kompozit ile düşük viskoziteli bulk fill kompozitler(Venus bulk fill,SureFill SDR flow) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit(Tetric N Ceram) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde konvansiyonel rezin kompozitten makaslama bağlanma kuvveti daha düşük bulunmuştur. En düşük bağlanma kuvveti Tetric N Ceram grubunda saptanmıştır. En yüksek bağlanma kuvveti ise SDR SureFill grubunda elde edilmiştir. SDR SureFill grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları belirtilmiştir (142). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde lazer uygulanan örneklerde 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram grubu, 4 mm'lik

tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram bulk fill grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip oldukları saptanmıştır. Diğer gruplarda tabakalama ve bulk fill tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Shamrani ve ark. 3 farklı kompozit(Tetric Evo Ceram bulk fill, Sonic Fill bulk fill,Artiste nanofil kompozit) türünü kullandıkları çalışmada tüm örnekler için nanobond(Pentron Syborn) adeziv sistemi uygulanmıştır. Toplam 3 grup oluşturulmuştur. Her grupta dentin yüzeyleri %37 fosforik asit (Eco-etch) ile pürüzlendirilmiştir. Yapılan mikro makaslama bağlanma testinde Sonic Fill bulk fill uygulanan grup istatistiksel olarak diğer gruplarda anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. En düşük mikro makaslama bağlanma kuvveti nanofil kompozit grubunda bulunmuştur (143).

Çalışmamızda tüm gruplarda makaslama bağlanma testlerinden sonra ortaya çıkan kırık tiplerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Kırık yüzeylerinin başarısızlıkları tipleri stereomikroskopta incelenerek fotoğraflanmıştır. Makaslama bağlanma dayanım testlerinden sonra çoğunlukla kopma tipinin koheziv kopma olduğu ortaya çıkmıştır.

W.Dunn ve ark. frezle preparasyon yapılan örneklerin asit uygulanan gruplarında miks kırık tipini baskın olarak saptamışlardır. Lazer etching grubunda ise koheziv/miks kırık tipi baskın olarak görülmüştür. Pürüzlendirme yapılmayan grupta ise adeziv kırık tipi baskın olarak görülmüştür (128).

D.T Chimello-Sousa ve ark. Er:YAG uygulanan gruplarda miks kırık tipi daha yüksek oranda görülmüştür. Fakat kontrol grubunda %60 oranında koheziv kırık olduğunu belirtmişlerdir (144).

Brulat ve ark. yaptıkları çalışmada frez ve lazerle pürüzlendirme yapılan tüm gruplarda miks kırık tipi daha fazla gözlemlenmiştir (133).

Güven ve ark. Er:YAG+SB2 ile hazırlanan dentin yüzeyine pürüzlendirme amacıyla lazer etching yapmışlardır ve diğer grupta herhangi bir pürüzlendirme yapmamışlardır. Bu gruplarda koheziv kırık tipi baskın olarak görülmüştür. Er:YAG lazer+asit grubunda miks kırık baskın olarak görülmüştür (145).

Çolak ve ark. incremental ve bulk fill tekniği kullandıkları çalışmalarında

Herculit HRV ve TBF gruplarında adeziv kırık tipini daha yüksek oranda bulmuşlardır. SF ve TBF gruplarında miks kırık tipi baskın olarak görülmüştür. Koheziv kırık tipi hiçbir grupta gözlenmemiştir (139).

N.Tekçe ve ark. incremental ve bulk fill tekniği kullandıkları çalışmalarında ağırlıklı olarak adeziv ve miks kırık tiplerini yüksek oranda bulmuşlardır. Koheziv kırık tipi hiçbir grupta gözlenmemiştir. Single bond plus grubunda %62 adeziv kırık ve Easy bond grubunda ise %44 adeziv kırık bulmuşlardır. Single bond plus uygulanan SDR incremental, SDR bulk, X tra incremental gruplarda adeziv kırık tipi baskın olarak görülmüştür (140).

Çalışmamızda pürüzlendirme amacıyla kullanılan lazer ve asitin in vitro koşullarda bulk fill ve tabakalama teknikleri kullanarak makaslama bağlanma dayanımına etkisini sunmaya çalıştık.

SONUÇLAR

Lazerle pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme ve pürüzlendirme olmaksızın yüzey hazırlığı yöntemlerinin bağlanma kuvvetleri ve tabakalama-bulk fill tekniklerinin bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında;

- 3M Posterior ve 3M Bulk fill gruplarında asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirmeden makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur.
- 3M Posterior ve 3M bulk fill gruplarında lazerle pürüzlendirme ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Tetric N Ceram ve Tetric N Ceram bulk fill uygulanan örneklerde asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- En yüksek bağlanma dayanımı asit uygulanan 3M bulk fill grubunda saptanmıştır.
- En düşük bağlanma dayanımı Er:YAG uygulanan Tetric N Ceram Bulk fill grubunda saptanmıştır.
- 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram lazer gruplarının makaslama bağlanma dayanımı, 4 mm'lik tabakalar halinde uygulanan Tetric N Ceram bulk fill lazer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Diğer gruplarda tabakalama ve bulk fill tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak bulk fill kompozitler posterior kompozitlere alternative olarak kullanılabilirler.
- Bu çalışmanın sonucunda, Er:YAG lazerin pürüzlendirme yöntemi olarak kullanılabileceği belirlenmiştir; ancak başarıyı etkileyen çok fazla sayıda etkenin bulunması nedeni ile lazer uygulanmış yüzeyde optimal adezyonun sağlanabilmesi için daha çok sayıda in-vitro ve klinik çalışma gerçekleştirilmesi gerektiği kanaatindeyiz.

KAYNAKLAR

1. Ferracane JL. Resin composite-state of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38.
2. Simonsen RJ, Kanca J. Surface hardness of posterior composite resins using supplemental polymerization after simulated occlusal adjustment. Quintessence Int. 1986;17(10):631-633.
3. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composite. Dent Mater. 2014(10);30:1104-1112.
4. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt V, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. Dent Mater 2005;21:864–881.
5. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSGG laser. J Clin Pediatr Dent 2005;30:45–49.
6. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pecora JD, PalmaDibbRG. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. Appl Surface Sci. 2006; 252:8476–8481.
7. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser prepared dentin. Lasers Med Sci. 2009;24:117-22.
8. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. Lasers Surg Med. 1996; 18:294–300.
9. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. Dent Mater. 1998;17:125–138.
10. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara, 2000, Güneş Kitapevi, 2.
11. Powers J, Sakaguchi LR, Craig's Restorative Dental Materials, Philadelphia, 13th. Edition, 2012, Elsevier Mosby, 162.
12. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JF, Wall JT. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior composite resin. Oper Dent. 1980;5(2):57-65.

13. Jackson RD, Morgon M, The new posterior resin and a simplified placement technique. JADA. 2000; 131: 375-385.
14. Dietschi D, Anatomical applications of a new direct Ceromer. Signature 1997;4(1): 8-11.
15. De Andrade AKM, Duarte RM, Lima SJG, Passos TA, Lima KC, Montes MAJR. Nanohybrid Versus Nanofill Composite in Class I Cavities: Margin Analysis After 12 Months. Microscopy Research and Technique:2011; 74:23–27.
16. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Australian Dental Journal. 2011;56(1): 59-66.
17. Ferracane JL. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med. 1995;6(4):302-318.
18. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ ,Schwartz RS. Third Ed. Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc,2006,261-288.
19. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. Journal of the American Dental Association. 1994; 125(6):687-701.
20. Willems G, Lambrechts P, Braem M. Vanherle G. Composite resins in the 21st century. Quintessence international. 1993;24(9): 641-658.
21. Chen MH. Update on dental nanocomposites. Journal of Dental Research. 2010; 89(6):549-560.
22. Llie N, Rencz A,Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. Clin Oral Investig. 2013;17(1):185-193.
23. Heymann H, Swift EJ, Roberson M T,5th Edition,Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. St. Louis, 2006,Elsevier,500.
24. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. Journal of Prosthetic Dentistry 2002; 87(6): 642-649.
25. Heymann H, Swift E J., Roberson M T,5th Edition,Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby. St. Louis: Mosby, 2006,500-502.
26. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara, 2000, Güneş Kitapevi,2-4.
27. Craig RG, Direct Esthetic Restorative Materials.2005;13:244-267.

28. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995;6(4):302-318.
29. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry. 3rd Edition. New delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2015, 252-254.
30. Roberson TM, Heymann H, Swift EJ, Sturdevant CM. Sturdevant's art and science of operative dentistry 5th ed. St Louis, Elsevier Mosby, 2006, 500-504.
31. Heymann H., Swift E J, Roberson M T, 5th Edition, Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. St. Louis, 2006, Elsevier Mosby, 500.
32. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry, 3rd Edition, New delhi, 2015, Jaypee Brothers Medical Publishers, 255.
33. Sakaguchi RL, Power JM. Craig's restorative dental materials. Thirteenth Ed. Elsevier Mosby. 2012;9:162-199.
34. Mitra SB, Sakaguchi RL. Restorative materials_composites and polymers. Sakaguchi RL Powers JM, editors. Craig's restorative dental materials. Thirteenth Ed. Elsevier Mosby. 2012;9:162-198.
35. Sarac D, Sarac SY, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*. 2006;96(1):33-40.
36. Craig Robert G. Direct Esthetic Restorative Materials. 2005;13:177-179.
37. Mitra SB, Wu D, Holmes BN: An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134:1382-1390.
38. Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2004; 29:100-104.
39. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 9th ed. Oxford: Blackwell Publishing, 2008, 197-202.
40. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of Conservative Dentistry*. 2011;14(2):136-139.
41. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry, 3rd Edition, New delhi, 2015, Jaypee Brothers Medical Publishers, 257.
42. Craig Robert G. Direct Esthetic Restorative Materials. 2005;13:191-193.

43. Yazıcı AR, Çelik C, Özgünlaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence international*. 2004; 35(10):790-794.
44. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig* 2004;8: 123–129.
45. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. 2010;11:972-86.
46. Ernst C P, Meyer G R, Klöcker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater*. 2004;20: 313–321.
47. Moodley D, Grobler S R. Compomers: adhesion and setting reactions. *SADJ*. 2003;58: 21, 24–28.
48. Kalwitzki M, Krastl G. A minimally invasive approach in the interdisciplinary treatment of four fused maxillary incisors: a case report. *J Adhes Dent*. 2007;9: 341–347.
49. Krämer N, García-Godoy F, Reinelt C, Frankenberger R. Clinical performance of posterior compomer restorations over 4 years. *Am J Dent*. 2006; 19: 61–66.
50. Folwaczny M, Loher C, Mehl A, Kunzelmann K H, Hickel R. Class V lesions restored with four different tooth-colored materials-3-year results. *Clin Oral Investig* 2001;5: 31–39.
51. Lennon AM, Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Approximal caries development in surfaces in contact with fluoride-releasing and non-fluoride-releasing restorative materials: an in situ study. *Eur J Oral Sci* 2007;115: 497–501.
52. Itota T, Carrick T E, Yoshiyama M, McCabe J F. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*. 2004; 20: 789–795.
53. Wucher M, Grobler S R, Senekal P J. A 3-year clinical evaluation of a compomer, a composite and a compomer/composite (sandwich) in class II restorations. *Am J Dent*. 2002;15: 274–278.
54. Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano Gianluca et al. Marginal leakage of bulk fill composites in class II restorations. A microCT and digital microscope analysis, *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2015;60: 123–129.

55. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal integrity of bulk versus incremental fill class II composite restorations. *Operative Dentistry*. 2016;41:146-156.
56. Vasquez D. A new generation bulk fill composite for direct posterior restorations. *Inside dentistry*. 2012 ; 8,5.
57. Park JY, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*. 1999;15(2):120-127.
58. Alrahlah A, Silikas N., Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin composites. *Dent Mater*. 2014;30(2):149-154.
59. Roberson TM, Heymann H, Swift E J, Sturdevant CM. *Sturdevant's art and science of operative dentistry* 5th ed. St Louis, Elsevier Mosby, 2006, 15-61.
60. Perdigão J., Swift EJ Jr. Fundamental concepts of dental adhesion. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 4th ed. St. Louis, Mosby, 2002, 234-62.
61. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America*, 2007;51(2): 333-357.
62. Tay FR, Pashley DH. Etched enamel structure and topography: interface with materials. In: Eliades G, Watts DC, Eliades T, editors. *Dental hard tissues and bonding*. Berlin, Springer; 2005, 3-33.
63. Jordan RE. Resin-enamel bonding. In: Jordan RE, editor. *Esthetic Composite Bonding: Techniques and Materials*. Philadelphia, 1988, BC Decker Inc, 2645.
64. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*, 1993; 72(2): 495-501.
65. Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*. 1995;26(2): 95-110.
66. Olivi G, Olivi M, *Lasers in Restorative Dentistry, A Practical Guide*, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag, 2015, 8-10.
67. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1997;8(3):306-335.
68. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence International*, 1993;24(9): 606-617.

69. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 1997;25(5):355-372.
70. Nanci A. Dentin-pulp complex. In: Nanci A (ed). *Ten Cate's oral histology: Development, structure, and function*, 6th ed. St Louis, Mosby, 2003, 192–239.
71. Pashley DH, Depew DD. Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage. *Oper Dent*. 1986;11:95–102.
72. Lopes GC, Baratieri LN, De Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*. 2002;33(3):213-24.
73. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*, Ankara, 2000, Güneş Kitabevi, 40.
74. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2002;46(2):211-45.
75. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. In: Eliades G, Watts DC, Eliades T, editors. *Dental hard tissues and bonding interfacial phenomena and related properties*. Berlin, 2005, Springer, 89122.
76. Ayad MF. Effects of rotary instrumentation and different etchants on removal of smear layer on human dentin. *J Prosthet Dent*. 2001;85:67–72.
77. Tao L, Pashley DH. Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. *Dent Mater*. 1989;5:181–184.
78. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome JC. *Summitt's fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach fourth edition*. Hanover Park IL, Quintessence Publishing Co Inc, 2013, 399-413.
79. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of operative dentistry*. 2nd ed. Carol Stream, Ill., Quintessence, 2001, 178-235.
80. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Tokyo, Quintessence, 1998, 22–29.
81. Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza PA, Góes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18(3): 207-214.

82. Toledano M, Osorio R, Perdigao J et al. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *Journal of biomedical materials research*. 1999;47(2):198-203.
83. Di Renzo M, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials*. 2001; 22(8): 787-792.
84. Rainey JT. Air abrasion: an emerging standard of care in conservative operative dentistry, *Dent Clin N Am*. 2002;46:185–209.
85. Banerjee A, Pabari H, Paolinelis G, Thompson ID, Watson TF. An in vitro evaluation of selective demineralised enamel removal using bio-active glass air abrasion. *Clin Oral Invest*. 2011; 15:895–900.
86. Souza-Zaroni WC, Chinelatti M A, Delfino CS et al. Adhesion of a self-etching system to dental substrate prepared by Er:YAG laser or air abrasion. 2008; 86(2):321–329.
87. Lorenzo MC, Portillo M, Albaladejo A, et al. Effect of ultrashort laser microstructuring of enamel and dentin surfaces on bond strengths in orthodontics and conservative dentistry. *Photonics Laser Med*. 2012;1:171–82.
88. Sungurtekin E, Oztas, N. 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*. 2010;25:841–7.
89. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):751-70.
90. Verheyen P, Moritz A, Walsh LJ. Photopolymerization. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin, Quintessenz Verlags – GmbH, 2006,139-191.
91. Moritz A, Schoop U. Laser in endodontics. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin, Quintessenz Verlags – GmbH, 2006,241-313.
92. Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for the detection of occlusal caries in vitro. *J Dent*. 2006;34(7): 467-471.
93. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry Separating science from hype. *JADA*. 2004; 135:204-212.

94. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Lasers in periodontics. *J Periodontol* 2002;73:1231-9.
95. Hardee MW, Miserendino LJ, Kos W, Walia H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J Endod.* 1994;20(8):377-380.
96. Jennett E, Motamedi M, Rastegar S, Frederickson C, Arcoria C, Powers JM. Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. *J Dent Res* 1994;73:1841-7.
97. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *JADA.* 1993;124:45-51.
98. De Moor RJ, Delmé KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 2009;11(6):427-38.
99. Moritz A, Schoop U. Laser in endodontics. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application.* Berlin, Quintessenz Verlags –GmbH, 2006, 75-136.
100. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO. Influence of different conditioning methods on the shear bond strength of novel light-curing nano-ionomer restorative to enamel and dentin. *Lasers Med Sci.* 2010;25:861–866.
101. Keller U, Hibst R, Geurtsen W et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy: evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998;26:649-56.
102. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T et al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.* 1998; 77(6): 1404-1414.
103. Manhart J, Huth KC, Chen HY, Hickel R. Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *Am J Dent.* 2004; 17(1): 12-18.
104. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2002;26(4), 377-382.

105. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y et al. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19:297-303.
106. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
107. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15(3):109-15.
108. Sano H, Shono T, Sonoda H et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236-40.
109. International Organization for Standardization–Technical Specification. Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E); 2nd edition, Switzerland.
110. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.
111. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine Bağlanma ve Değerlendirme Metodları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2011; 4: 49-56.
112. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* 1999; 30(2): 122-134.
113. Triolo P T, Swift E J. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater* 1992; 8(6): 370-374.
114. Price R B, Derand T, Andreou P et al. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 2003; 24(6): 1013-1021.
115. Nujella SBP, Choudary MT, Reddy SP, KiraNKM. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent*. 2012 Jan-Mar; 3(1): 22–26.
116. Van Meerbek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 2010;26:100-121.

117. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med* 2006;38(6):615-23.
118. Li ZZ, Code JE, Wan de Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates various fluences and pulse repetition. *Laser Surg Med* 1992;12:625-30.
119. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 1994;22:73-81.
120. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why Do Shear Bond Tests Pull Out Dentin?. *J Dent Res.* 1997; 76(6): 1298-1307.
121. Van Meerbeek B, De Munck J, Inoue Y, YS et al. Buonocore Memorial Lecture Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry.* 2003;28-3:215-235.
122. Karasu P, Sertgöz A. Adezivlerin Diş Dokusuna Olan Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesinde Kullanılan İn Vitro Test Metotları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2012;6:142-146.
123. Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2008;16:158-65.
124. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta –analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent* 2001;80:1605-14.
125. DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997;13(2):74-81.
126. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.
127. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 1994;1-15.
128. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21(7):616-24.

129. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75(1):599-605.
130. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to ErYAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2002;81(2):119-22.
131. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med* 2002;31(3):164-70.
132. Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Adhes Dent* 2006;8(5):319-25.
133. Brulat N, Rocca JP, Leforestier E, Fiorucci G, Nammour S, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser prepared dentin. *Lasers Med Sci* 2009;24(1):53-7.
134. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P, Gutknecht N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg* 2007;25(5):373-80.
135. Korkmaz Y, Ozel E , Attar N, Bicer CO. Influence of different conditioning methods on the shear bond strength of novel light-curing nano-ionomer restorative to enamel and dentin. *Lasers Med Sci* 2010;25:861–866.
136. El-Damanhoury HM, Platt JA. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 2013, 39-1.
137. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites *Clinical Oral Investigations*. 2012;17(1):185-193.
138. Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites *Dental Materials* 2008;24(9) 1243-1247.
139. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *Eur J Dent* 2016;10:40-5.
140. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Pashaev D. The bonding effect of adhesive systems and bulk-fill composites to sound and caries affected dentine, *Journal of Adhesion Science and Technology*,.2016;30:2,171-185.

141. Félix SA, González-López S, Mauricio PD, Aguilar-Mendoza JA, Bolaños-Carmona MV. Effects of filling techniques on the regional bond strength to lateral walls in class I cavities. *Operative Dentistry*, 2007;32-6:602-609.
142. Lee H, Seo H, Lee J, Park H. Evaluation of Shear Bond Strength and Microleakage of Bulk-fill Resin Composites. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2015;42(4):281-290.
143. Shamrani AS. An in-vitro assessment of micro-shear bond strength of a nano adhesive to dentin with different types of composite restorative systems. *J Dent Health Oral Disord Ther* 2016;5(2):00148.
144. Chimello-Sousa DT, Souza AE, Chinelatt MA. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the shear bond strength of a restorative systems. *Journal of Dentistry*.2006;34:245-251.
145. Guven Y, Aktoren O. Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentin. *Lasers in Medical Science* 2015;30(2):769–778.

8. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Diyarbakır’da doğdum. İlk ve orta eğitimimi “Nükheth ve Çoşkun Akyol İ.Ö.O.” nda, liseyi ise Diyarbakır Anadolu Lisesi’nde tamamladım.2008 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandım ve 2013 yılında mezun oldum. 2013 yılında Batman Ağız ve Diş Sağlığı Merkezine atandım. Yine 2013 yılında Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsüne bağlı olan Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalının açmış olduğu doktora eğitimine başladım.



9.ORİJİNALLİK RAPORU

Turnitin Orijinallik Raporu

Turnitin Orijinallik Raporu

mahmut karacan tez Mahmut Karacan tarafından
doktora tezi (doktora) den



- 16-Mar-2017 00:11 EET' de işleme konu
- NUMARA: 781182901
- Kelime Sayısı: 18972

Benzerlik Endeksi

%19

Kaynağa göre Benzerlik

Internet Sources:

%17

Yayınlar:

%11

Öğrenci Ödevleri:

%4

kaynaklar:

- 1 5% match (08-Tem-2015 tarihli internet)
[http://dfd.atauni.edu.tr/UploadsCild/files/2013-3/7.%20%C3%87a%C4%9Fatay%20Barutcuil\(+\).pdf](http://dfd.atauni.edu.tr/UploadsCild/files/2013-3/7.%20%C3%87a%C4%9Fatay%20Barutcuil(+).pdf)
- 2 3% match (29-Eyl-2015 tarihli internet)
<http://library.neu.edu.tr/Neutez/6293472116.pdf>
- 3 1% match (19-May-2015 tarihli internet)
http://dent.ege.edu.tr/yayinlarimiz/bitirme_tezleri/pdf/1290.pdf
- 4 1% match (08-Nis-2016 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi on 2016-04-08](#)
- 5 1% match (14-Mar-2012 tarihli internet)
<http://dent.ege.edu.tr/proje/pdf/21.pdf>
- 6 < 1% match (19-Eki-2010 tarihli internet)
http://istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/genel_cerrahi/dr_mehmet_burak_kadioglu.pdf
- 7 < 1% match (30-Ara-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Inonu University on 2015-12-30](#)
- 8 < 1% match (27-Haz-2016 tarihli internet)
<http://acikarsiv.ankara.edu.tr/browse/28050/TEZ.pdf>
- 9 < 1% match (12-May-2016 tarihli internet)
<http://webftp.gazi.edu.tr/saglikb/BitirilenTezler/pedodonti.pdf>

Turnitin Orijinallik Raporu

- 10 < 1% match (18-Ağu-2015 tarihli internet)
<http://library.neu.edu.tr/Neutez/6349024067.pdf>
-
- 11 < 1% match (16-Eyl-2014 tarihli internet)
<http://www.ivoclarvivadent.ru/zoolu-website/media/document/15761/Tetric+N-Ceram+Bulk+Fill>
- 12 < 1% match (04-Ara-2016 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Mansoura University on 2016-12-04](#)
- 13 < 1% match (21-May-2013 tarihli internet)
<http://www.ivoclarvivadent.co/zoolu-website/media/document/16422/Tetric+N-Ceram+Bulk+Fill>
-
- 14 < 1% match (21-Ara-2015 tarihli internet)
<http://acikerisim.dicle.edu.tr/xmlui/bitstream/handle/11468/719/Serap%20G%C3%BCI%C3%A7in%20%C3%87Esequence=1&isAllowed=y>
-
- 15 < 1% match (04-May-2016 tarihli internet)
<http://acikerisim.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1489/306198.pdf;sequence=1>
-
- 16 < 1% match (16-May-2015 tarihli internet)
http://www.tfbd.org.tr/yuklemeler/kongre_39.pdf
-
- 17 < 1% match (11-Eyl-2015 tarihli internet)
http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/kbb/dr_ahmet_adnan_cirik.pdf
- 18 < 1% match (23-Tem-2015 tarihli internet)
[http://dfd.atauni.edu.tr/UploadsCild/files/Suppl.6-2012/21.%20Pelin%20Karasu%20\(+\).pdf](http://dfd.atauni.edu.tr/UploadsCild/files/Suppl.6-2012/21.%20Pelin%20Karasu%20(+).pdf)
-
- 19 < 1% match (17-May-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to TechKnowledge Turkey on 2015-05-17](#)
-
- 20 < 1% match (23-Haz-2015 tarihli internet)
http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/noroloji/dr_alev_ozturk_vatan.pdf
- 21 < 1% match (30-Eyl-2009 tarihli internet)
<http://www.ado.org.tr/dergi/bilimsel20082.pdf>
- 22 < 1% match (yayınlar)
[Ilie, Nicoleta, Christian Schöner, Katharina Bücher, and Reinhard Hickel. "An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth". Journal of Dentistry. 2014.](#)

Turnitin Orijinallik Raporu

- 23 http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/cocuk_sagligi/dr_oznur_vilmaz.pdf
- 24 < 1% match (08-Eyl-2009 tarihli internet)
http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/noroloji/dr_elif_demiralp.pdf
-
- 25 < 1% match (03-Tem-2015 tarihli internet)
<http://acikerisim.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1273/316849.pdf?sequence=1>
-
- 26 < 1% match (28-May-2015 tarihli internet)
<http://dfd.atauni.edu.tr/UploadsCild/files/2014-1/23.%20Neslihan%20Tek%E7e.pdf>
- 27 < 1% match (28-Eki-2016 tarihli internet)
<https://tr.scribd.com/doc/283081360/Miyofasyal-A%C4%9Fr%C4%B1-Sendromu-Tedavisi>
- 28 < 1% match (yayınlar)
[BARUTÇİĞİL, Çağatay, KÜRKLÜ, Duygu, BARUTÇİĞİL, Kubilay and ARSLAN, Hakan. "Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine universal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının incelenmesi". Atatürk Üniversitesi, 2013.](#)
-
- 29 < 1% match (22-Oca-2016 tarihli internet)
<http://acikarsiv.ankara.edu.tr/browse/28047/tez.pdf>
- 30 < 1% match (11-Ağu-2015 tarihli internet)
<http://acikarsiv.ankara.edu.tr/browse/27302/tez.pdf>
- 31 < 1% match (08-Eyl-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Baskent University on 2015-09-08](#)
-
- 32 < 1% match (04-Ara-2015 tarihli internet)
<http://www.dicle.edu.tr/Contents/f9e41acd-6c26-4107-89cb-99f055231491.pdf>
-
- 33 < 1% match (yayınlar)
[Iriboz, Emre, and Hesna Ovecoglu. "Comparison of ProTaper and Mtwo Retreatment Systems for Working Time in the Removal of Resin-based Root Canal Obturation Materials During Retreatment". Journal of Marmara University Institute of Health Sciences, 2013.](#)
- 34 < 1% match (11-Ağu-2012 tarihli internet)
<http://www Oftalmoloji.org/tr/makale/47/4/Tam-Metin>
-
- 35 < 1% match (yayınlar)
[Lasers in Restorative Dentistry, 2015.](#)
-
- 36 < 1% match (04-Nis-2010 tarihli internet)
http://www.turkiyeklinikleri.com/download_pdf.php?id=33476

Turnitin Orijinallik Raporu

37 [CÖMLEKOĞLU, M. Erhan, DÜNDAR, Mine, UZEL, Gökhan, GÜNGÖR, M. Ali and ÖZPINAR, Birgül. "Farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin yapıştırıcı simanların seramiğe olan bağ dayanımı üzerine etkisi". Hacettepe Üniversitesi, 2009.](#)

38 < 1% match (19-Haz-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Ankara University on 2015-06-19](#)

39 < 1% match (07-Ara-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Dicle University on 2015-12-07](#)

40 < 1% match (22-Eyl-2013 tarihli internet)
<http://www.turkosteoporozdergisi.org/tr/makale/282/45/Tam%20Metin>

41 < 1% match (28-Ara-2016 tarihli internet)
<http://dentistry.tbzmed.ac.ir/joddd/index.php/joddd/article/download/465/285>

42 < 1% match (yayınlar)
[TÜRKER, Ş. Begüm, ŞENER, Işıl, Damla, BUĞURMAN, Burcu and AKKUŞ, Emek. "Silikon bazlı daimi yumuşak astar materyallerinin renk stabilitesinin in vitro olarak değerlendirilmesi". Atatürk Üniversitesi, 2008.](#)

43 < 1% match (yayınlar)
[TANBOĞA, İknur, ALTINOK, Başak, BERKER, GARİP Yıldız, EREN, Figen, PEKER, Sertac and ÖZYÖNEY, Gürol. "Kök kanal tedavisinde ER:YAG lazerin smear tabakası üzerine etkisi: sem çalışması". TUBİTAK, 2011.](#)

44 < 1% match (08-Haz-2015 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to UNIV DE LAS AMERICAS on 2015-06-08](#)

45 < 1% match (17-Eyl-2013 tarihli internet)
http://istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/kadin_hast/dr_akin_varlik.pdf

46 < 1% match (06-Şub-2013 tarihli internet)
<http://ribbond.com/pdf/compositerestorations/Ozel-EffectofFiberNetsPolymerization.pdf>

47 < 1% match (19-Eki-2016 tarihli öğrenci ödevleri)
[Submitted to Bogazici University on 2016-10-19](#)

48 < 1% match (18-Şub-2017 tarihli internet)
<http://www.hal.inserm.fr/tel-00523736/document>

49 < 1% match (07-Kas-2014 tarihli internet)
<http://ve4ep.com/a/14/Strength%20and%20fluoride%20release%20characteristics%20of%20a%20calcium%20f>

50 < 1% match (27-Ara-2013 tarihli internet)
http://istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/aile_hekimligi/dr_mustafa_bahadir_bayramoglu.pdf

Turnitin Orijinallik Raporu

- 51 < 1% match (13-Ara-2010 tarihli internet)
http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/anestezi_reanimasyon/dr_abdullah_keretli.pdf
- 52 < 1% match (07-May-2014 tarihli internet)
<http://www.saglikcalisanisagligi.org/tezler/yogunbakim.pdf>
- 53 < 1% match (12-Mar-2017 tarihli internet)
<https://www.dovepress.com/getfile.php?fileID=35115>
- 54 < 1% match (04-Ara-2013 tarihli internet)
<http://www.labome.org/topics/chemicals/inorganic/elements/lanthanoid/erbium-8926.html>
- 55 < 1% match (15-Kas-2013 tarihli internet)
<http://akademik.tgv.org.tr/makale.php?mid=144>
- 56 < 1% match (30-Kas-2016 tarihli internet)
<http://medcraveonline.com/JDHODT/JDHODT-05-00148.pdf>
- 57 < 1% match (22-Haz-2006 tarihli internet)
<http://www.gemad.org.tr/makale.php?id=75>
- 58 < 1% match (yayınlar)
[Assayag HANAN, Simone; Alves da SILVA, Aline; Mendonca PACHECO, Ariane; Hanan SIMÕES, Renata and Pinto ZACARIAS FILHO, Rachid. "Concentração de Açúcares Presentes em Alimentos Infantis Industrializados Consumidos por Crianças de Manaus-AM", Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, 2012.](#)
- 59 < 1% match (yayınlar)
[SUNGURTEKİN, Elif, BANI, Mehmet and ÖZTAŞ, Nurhan. "Mine pürüzlendirme yöntemleri", Gazi Üniversitesi, 2009.](#)
- 60 < 1% match (07-Ara-2015 tarihli internet)
http://www.researchgate.net/publication/281242580_ER_CRYSGG_LAZER_UYGULAMASININ_DENTNN_KOM
- 61 < 1% match (19-Tem-2010 tarihli internet)
http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/tez/pdf/kadin_hast/dr_uqur_suyugul_dogance.pdf
- 62 < 1% match (16-Haz-2016 tarihli internet)
<http://acikerisim.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1324/329278.pdf;sequence=1>
- 63 < 1% match (27-Ağu-2013 tarihli internet)
http://dentalni-laseri.hr/pdf/clinical/Lasers_Med_Sci_2009_Ferreira_Influence_of_etching_time_on_bond_strength_in_dentin

Turnitin Orijinallik Raporu

- 64 < 1% match (23-Haz-2014 tarihli internet)
<http://www.e-bass.org/journal/2009v13/bjs%2013-1.pdf>
- 65 < 1% match (14-Tem-2015 tarihli internet)
<http://hera.ugr.es/tesisugr/18672668.pdf>
- 66 < 1% match (13-May-2012 tarihli internet)
http://www.tccd.org.tr/kongre/bildiri_goster.php?yil=2000&no=21
- 67 < 1% match (yayınlar)
[BARUTCIGIL, Çağatay, HARORLI, Osman Tolga and SEVEN, Nilgün. "Bazı geleneksel içeceklerin mikrohirit kompozit rezinde meydana getirdiği renk değişikliklerinin incelenmesi". Atatürk Üniversitesi. 2012.](#)
- 68 < 1% match (yayınlar)
[Allbeury, Joseph. "4 is the new 2: Bulk fill composites continue to evolve". Australasian Dental Practice. 2015.](#)
- 69 < 1% match (yayınlar)
[KAYA, S. Didem and ARIÖZ, Ayten. "Ebe ve Hemsire Öğrencilerinde Tükenmişlik Düzeyi Ve Etkileyen Faktörler". Selcuk University Social Sciences Institute Journal. 2014.](#)
- 70 < 1% match (yayınlar)
[ERGÜCÜ, Zeynep, TÜRKÜN, Lezize Şebnem, TÜRKÜN, Murat and ÖZATA, Ferit. "Amalgam ve rezin kompozit kombine restorasyonların bağlanma direncinin incelenmesi". Gazi Üniversitesi. 2012.](#)
- 71 < 1% match (yayınlar)
[UYAR, Hasan Alper. "Dental lazerler ve sert doku uygulamaları". Gülhane Askeri Tıp Akademisi. 2013.](#)
- 72 < 1% match (yayınlar)
[Sharma, Vivek. "Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants - SEM study". Contemporary Clinical Dentistry/0976237X. 20110701](#)

ödev metni:

14.T.C DİCLE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ FARKLI

YÜZEY TEDAVİLERİ UYGULANMIŞ BULK FİLL VE POSTERİOR KOMPOZİTLERDE BAĞLANMA KUVVETLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI DOKTORA TEZİ Dt. Mahmut KARACAN DANIŞMAN Doç.Dr. Bayram İNCE RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ

14ANABİLİM DALI DİYARBAKIR 2017 T .C DİCLE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ FARKLI