TÜRKİYE CUMHURİYETİ

MARMARA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÜÇ SOLVENT İÇERİKLİ DENTAL ADEZİVİN FARKLI YAPIDAKİ METAKRİLAT BAZLI KOMPOZİTLER İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ

GÖKHAN DOKUMACIGİL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ BİTİRME TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı

İSTANBUL-2019

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

GÖKHAN DOKUMACIGİL

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında bütün bilgi ve deneyimleriyle yol gösteren ve desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam Prof. Dr. Faik Bülent Topbaşı'na,

Bu eğitim sürecinde, maddi ve manevi bana kattığı her şey için Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı ve Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut'a

Tez jürimde bulunan değerli hocam Prof. Dr. Berna Tarım'a

Eğitimime katkılarından dolayı Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri, Prof. Dr. Cafer Türkmen, Prof. Dr. Nevin Kartal, Prof. Dr. Funda Yanıkoğlu,, Prof. Dr. Dilek Tağtekin, Prof. Dr. Z. Hale Cimilli ve Doç. Dr. Bilge Tarçın, Dr. Öğr. Üyesi Gülçin Bilgin Göçmen'e

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve özellikle desteklerini her zaman hissettiren Arş. Gör. Dt. Merve Yücel, Arş. Gör. Dt. Ezgi Günsel Kesimli ve Arş. Gör Dt. Ezgi Tüter'e

Tüm eğitim hayatım boyunca her konuda benim yanımda olan beni takdir ve teşvik eden, benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme teşekkür ederim.

Bu tez Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı Tarafından SAG-C-DUP-120917-0507 numaralı proje ile desteklenmiştir.

II. İÇİNDEKİLER

BEYAN FORMU…… 2

TEŞEKKÜR ……..…….. 3

İÇİNDEKİLER……..……..……..…… 4

KISALTMALAR ve SİMGELER……. 10

ŞEKİL, RESİM ve TABLO LİSTELERİ……. 12

1. ÖZET……18

2. SUMMARY……. 19

3. GİRİŞ ve AMAÇ……. 20

4. GENEL BİLGİLER…….…..…….. 24

4.1. Dentin Dokusunun Yapısal Özellikleri …….…….. 24

4.1.1. Dentin dokusu

4.1.1.1 Dentinin histolojik yapısı

4.1.1.1 A Dentin kanalları

4.1.1.1.B Peritübüler dentin

4.1.1.1.C İntertübüler dentin

4.1.1.1.D Odontoblast uzantıları

4.1.1..2. Dentinin fiziksel yapısı

4.1.1.2.A Dentinin yorulma direnci

4.1.1.2.B Dentinin mikrosertliği

4.1.1.2.C Dentinin elastikiyet modülü

4.1.1.3 Dentinin kimyasal yapısı

4.1.2 Dentin geçirgenliği

4.1.3. *Smear* tabakası

4.2. Adeziv Diş hekimliği……32

4.2.1. Dentin adezyonu

4.2.2. Dentin Bağlayıcı Ajanların Sınıflandırılması

4.2.2.1. Dentin bağlayıcı ajanların gelişim sırasına göre yapılan sınıflama

4.2.2.1.A Birinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.B İkinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.C Üçüncü nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.D Dördüncü nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.E Beşinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.F Altıncı nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.2.2.1.G Yedinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar

4.4.2.2 *Smear* tabakasına yapılan işleme göre sınıflama

4.2.2.2A *Etch&Rinse* adeziv sistemler sistemler

4.2.2.2.B *Self-etch* adeziv sistemler

4.2.3. Adeziv Sistemlerin Kimyasal Yapısı

4.2.3.1. Primerler

4.2.3.2. Adezivler

4.2.4. Hibrid Tabaka ve Hibridizasyon

4.2.5. Universal Adezivler

4.3. Kompozit Rezinler…….……50

4.3.1. Kompozit rezinlerin yapısı

4.3.1.1. Organik matriks

4.3.1.2. İnorganik doldurucular

4.3.1.3. Ara faz (bağlayıcı ajan)

4.3.2. Kompozit rezinlerin sınıflaması

4.3.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflama

4.3.2.1.A. Megafil kompozit rezinler

4.3.2.1.B. Makrofil kompozit rezinler

4.3.2.1.C. Minifil kompozit rezinler

4.3.2.1.D. Mikrofil kompozit rezinler

4.3.2.1.E. Hibrit kompozit rezinler

4.3.2.1.F. Nanofil kompozit rezinler

4.3.2.2. Viskozitlerine göre sınıflama

4.3.2.2.A. Kondanse olabilen (*Packable*) kompozit rezinler

4.3.2.2.B. Akışkan kompozit rezinler

4.3.2.3. Matriks tipine göre sınıflama

4.3.2.3.A Metakrilat bazlı kompozitler

4.3.2.3.B Kompomer bazlı kompozitler

4.3.2.3.C Ormoser bazlı kompozitler

4.3.2.3.D Siloran bazlı kompozitler

4.3.3. Bulk fill kompozitler

4.4. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu……..…… 64

4.4.1. Polimerizasyon büzülmesi

4.4.2 Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler

4.4.2.1. Kompozit rezinin yapısına bağlı faktörler

4.4.2.2. Klinik koşullara bağlı faktörler

4.4.2.2.A Polimerizasyon hızı

4.4.2.2.B Kavite konfigürasyon faktörü (C faktör)

4.4.2.2.C Kompozit rezinin tabakalar halinde uygulanması

4.4.2.2.D Stres absorbe edici ara tabaka uygulanması

4.5. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri…… 76

4.5.1. Termal siklus ile yaşlandırma

4.5.2. Suda bekletme ile yaşlandırma

4.5.3. Oklüzal yükleme ile yaşlandırma

4.5.4. NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırma

4.6. Bağlanma Kuvveti Testleri…… 78

4.6.1. Makaslama kuvveti testi (MPa)

4.6.2. Gerilim bağlantı dayanım testleri

4.6.3 Mikrogerilim bağlantı dayanım testi

4.6.4 Mikromakaslama bağlantı dayanım testi

4.7 . Dentin Yüzeyi ve Kompozit Reçine Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

5. GEREÇ ve YÖNTEM……. 84

5.1. Örneklerin gruplandırılması

5.2. Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması

5.3. Restorasyonların yapımında kullanılan gereçler

5.4. Adeziv sistem ve kompozit rezinlerin uygulanması

5.5. Termal siklus işleminde kullanılan gereçler

5.6. Makalaslama testinin uygulanması

5.7. Stereomikroskop ile kopma yüzeylerinin incelenmesi

5.8. İstatistiksel değerlendirme

6. BULGULAR…… 96

6.1. Makaslama Testi Bulguları……. 96

6.2. Stereomikroskop İncelemesi Bulguları……..…. 120

7. TARTIŞMA……..…….…. 121

8. SONUÇLAR…… 144

9.KAYNAKÇA…… 146

10. EKLER……..……. 169

10.1. Etik Kurul Onayı

11. ÖZGEÇMİŞ…… 170

III. KISALTMALAR VE SİMGELER

10-MDP: 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat

4-MET: 4-metakriloksietil trimellitik asit

4-META: 4-metakriloksietil trimellitat anhidri

BHT**:** Bütilat hidroksitoluen

Bis-EMA: Bisphenol-A-ethoxylated dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol-A-glikol-Dimetakrilat

CİS: Cam iyonomer siman

CQ: Kamforokinon

E&R: Etch-and-Rinse

EDMA: Etilen dimetakrilat

GDMP: Gliserol dimetakrilat ester

Giomer: Cam iyonomer içerikli

GPa: Gigapaskal

HEMA: Hidroksi etil metakrilat

HEDMA: Hidroksi etil dimetakrilat

ISO: International Organization for Standardization

MAC-10: 11-methacryloyloxy-1,1′-undecanedicarboxylicacid

MEP: Metakriloloksietil dihidrojen fosfat

mm^2: Milimetre kare

MMA: Metil metakrilat

MPa: Megapaskal

mw/cm^2: Birim olarak ışık yoğunluğu

nm: Nanometre

NTG-GMA: N-Tolylglisin glisidil metakrilat

p: İstatistiksel anlamlılık düzeyi

PENTA: Fosfatlanmış penta-akrilat esteri

Ph: Asidite

PMDM: Pyromellitik asit gliseroldimetakrilat

AIO: Kerr All-in-one adeziv

TB: Tetric N-ceram Universal adeziv

BB: Shofu Beautibond adeziv

Se: Self Etch

SEM: Taramalı elektron mikroskop

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

TMPTMA: Trimetilpropan trimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

XRV: Herculite XRV Kompozit

SF2: Sonic Fill 2 Bulk-fill kompoxit

TNC: Tetric N-ceram kompozit

TNCB: Tetric N-ceram Bulk fill kompozit

BF: Beautifil Kompozit

BFB: Beautifil Bulk kompozit

μm: Mikrometre

IV. ŞEKİL, TABLO, RESİM VE EK LİSTESİ

i. Şekil Listesi

Şekil 4.1: Self etch adeziv sistemlerde farklı pH değerlerine göre hibrit tabakası oluşumu

Şekil 4.2: Kompozitlerin inorganik partikül büyüklük ve yüzdelerine göre sınıflandırılması

Şekil 4.3: Farklı kavite tiplerinde C faktörün değişiminin gösterilmesi

Şekil 6.1: Kerr Kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.2: Termal Siklus sonrası Kerr kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.3: Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.4: Termal siklus sonrası Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.5: İvoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.6: Termal siklus sonrası İvoclar gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.7: All-in-One Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.8: Termal siklus sonrası All-in-one Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.9: All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.10: Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.11: Ivoclar Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.12: Termal siklus sonrası Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.13: Ivoclar Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.14: Termal siklus sonrası Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.15: Shofu Beatufil II konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.16: Termal siklus sonrası Beautifil II kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.17: Beautifil-Bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.18: Termal siklus sonrası Beautifil-bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Şekil 6.19: Bütün grupların immediate ve termal siklus sonrası değerlerinin karşılaştırılması

ii. Tablo Listesi

Tablo 4.1: Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Tablo 5.1: üç solvent içekili Kerr Optibond All-in-one kullanılan gruplar

Tablo 5.2: Giomer içerikli Shofu kompozitlerin karşılaştırıldığı gruplar

Tablo 5.3: İvoclar Tetric N-ceram kompozitlerin karşılaştırıldığı gruplar

Tablo 5.4: Kullanılan adezivlerin içerikleri

Tablo 5.5: Kullanılan kompozitlerin içerikleri

Tablo 6.1: Kerr Kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.2: Termal Siklus sonrası Kerr kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.3: Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.4: Termal siklus sonrası Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.5: İvoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.6: Termal siklus sonrası İvoclar gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.7: All-in-One Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.8: Termal siklus sonrası All-in-one Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.9: All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.10: All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının Tukey çoklu karşılaştırma testi

Tablo 6.11: Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.12: Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının Tukey çoklu karşılaştırma testi

Tablo 6.13: Ivoclar Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.14: Termal siklus sonrası Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.15: Ivoclar Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.16: Termal siklus sonrası Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.17: Shofu Beatufil II konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.18: Termal siklus sonrası Beautifil II kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.19: Beautifil-Bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.20: Termal siklus sonrası Beautifil-bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.21: Bütün grupların immediate ve termal siklus sonrası değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 6.22: Kopma tiplerinin dağılımı

iii. Resim listesi:

Resim 5.1: Akrilik bloklara gömülmüş dişler

Resim 5.2: a) Dişlerin oklüzal minelerinin kesilmesi

b) Kesilen yüzeylerde elmas fissür frezle *smear* tabakası oluşturulması

c) Dentin yüzeyi hazırlanmış diş

Resim 5.3: Kerr Optibond All-in-one adeziv

Resim 5.4: Shofu BeautiBond adeziv

Resim 5.5: İvoclar Tetric N-Bond Universal

Resim 5.6: Shofu Beautifil II kompozit

Resim 5.7: Shofu Beautifil-Bulk Kompozit

Resim 5.8: Kerr Herculite XRV kompozit

Resim 5.9: Kerr Sonic Fill 2 kapsül kompozit

Resim 5.10: İvoclar Tetric N-ceram kompozit

Resim 5.11: İvoclar Tetric N-ceram Bulk kompozit

Resim 5.12: Kerr Sonic Fill 2 uygulama cihazı

Resim 5.13: Ultradent Valo LED ışık cihazı

Resim 5.14: Adezivin polimerize edilmesi

Resim 5.15: Dentin yüzeyine adezivin uygulanması

Resim 5.16: Silikon rehber yardımıyla kompozitin uygulanması

Resim 5.17: Hazırlanmış örnek

Resim 5.18: Termal siklus cihazı

Resim 5.19: Shimadzu test cihazı

Resim 5.20: Numunelere kesme kuvveti uygulanması

Resim 5.21: Trapezium X bilgisayar programı

Resim 5.22: Stereomikroskop cihazı

Resim 6.1: Adeziv kopma

Resim 6.2: Kompozitte koheziv kopma

Resim 6.3: Dentinde koheziv kopma

Resim 6.4: Mix kopma

Ek listesi

Ek 1: Etik kurul onayı

1. ÖZET

ÜÇ SOLVENT İÇERİKLİ DENTAL ADEZİVİN FARKLI YAPIDAKİ METAKRİLAT BAZLI KOMPOZİTLER İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ

Gökhan Dokumacıgil, F. Bülent Topbaşı, Restoratif Diş Tedavisi ABD

Amaç: Aseton, etanol ve su içeren 3 solventli self etch adeziv ile aseton veya etanol/su içeren 2 farklı self-etch adezivin konvansiyonel ve bulk fill kompozitler kullanılarak immediyat ve termal siklus sonrası dentin yüzeyine makaslama bağlanım dayanımlılarının (SBS) karşılaştırılmasıdır. **Gereç ve yöntem:** 200 adet çürüksüz molar dişin dentin yüzeyleri kullanılarak n=10 olmak üzere 20 farklı grup oluşturulmuştur. Self etch adeziv sistemler olarak (AIO)-Optibond All In One (Kerr, ABD), (TB)-Tetric N Bond Universal (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (BB)-Beautibond self etch (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Geleneksel kompozit olarak; (XRV)-Herculite XRV (Kerr, ABD), (TNC)-Tetric N-ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (BF)-Beautifil II (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), bulk fill kompozit olarak; (SF2)-Sonic fill 2 (Kerr, ABD), (TNCB)-Tetric N-ceram Bulk (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (BFB)-Beautifil-bulk (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) tercih edilmiştir. Aynı marka adeziv ve kompozit ile hazırlanan gruplar kontrol gruplarını oluştururken, farklı marka adeziv ve kompozit ile hazırlanan gruplar deney gruplarını oluşturmuştur. Bağlanma değerleri immediyat ve temal siklus sonrası ölçülmüştür. Her gruptaki dişlerde 2 mm'lik kompozit bloklar oluşturulmuştur. Hazırlanan örneklerde immediyat gruplar 1 gün boyunca distile suda bekletildikten sonra, termal siklus grupları 10000 termal siklus uygulaması sonrasında, üniversal test cihazına yerleştirilmiş ve 0,5 mm/dk'lık hızla makaslama kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA), çoklu gruplar Tukey çoklu karşılaştırma testi ve ikili gruplar bağımsız t testine göre, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde olacak şekilde değerlendirilmiştir. Kopma yüzeyleri adeziv, dentinde koheziv, kompozitte koheziv ve mix tip kopma olarak 4 sınıfa ayrılarak skorlanmıştır. **Bulgular:** İmmeadiyat grupta; (NB + NCB) grubu en yüksek SBS değerini (19,38(±3,06)MPa) göstermiştir. Termal siklus gruplarında (NB + NCB) grubu en yüksek SBS değerini (11,06±2,67 MPa) göstermiştir. **Sonuçlar:** Termal siklus sonrasında bütün grupların bağlantı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülürken, termal siklus uygulanmasından en az etkilenen grup Optibond All-in-one adeziv uygulanan gruplar olmuştur

Anahtar Kelimeler: Adeziv, Solvent, Makaslama Bağlanma Dayanımı, Kompozit, Termal siklus

2. SUMMARY

SHEAR BOND STRENGTH OF THREE SOLVENT-CONTAINING ADHESİVE WITH DIFFERENT METHACRYLATE BASED COMPOSITE: AN IN VITRO STUDY

Gökhan Dokumacıgil, F. Bülent Topbaşı, Department of Restorative Dentistry

Aim: To compare the dentin shear bond strength (SBS) of 3 different solvent-containing (acetone,ethanol,water) self-etch adhesive with acetone-containing and ethanol/water-containing adhesive as immediately and after thermal cycle(10000). Furthermore, conventional and bulk fill resin composites were used for the test of adhesives. **Material & Method:** 200 non-carious molar teeth divided in 20 different groups with ten specimens each. Optibond All In One (AIO) (Kerr, USA), Tetric N Bond Universal (TB) (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Beautibond self etch(BB) (Shofu Inc., Kyoto , Japan) were used as adhesive and 3 different brands of conventional and bulk fill resin composites were applied with adhesives. As a conventional composites; Herculite XRV (Kerr, USA), Tetric N-ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Beautifil II (Shofu Inc., Kyoto, Japan) and as a bulk fill composites; Sonic fill 2 (Kerr, USA), Tetric N -caram Bulk (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Beautifil-bulk (Shofu Inc., Kyoto, Japan) were chosen. While resin composites which bonded with its own adhesive was creating the control group, the different brand adhesive and composite groups formed the experimental groups. The shear bond strength values of all groups were evaluated immediately and after thermal cycle. Two-milimeter blocks of A2 shade composites were placed over the cured adhesive. Thermal cycle groups and immediate testing groups were stored in distilled water for 1 day, and than they were placed in the universal testing machine and tested in shear to failure with a 0.5 mm / min. Mean shear bond strength (SBS) values were compared between 3 adhesives and 6 composites under 2 conditions; immediately and after thermal cycle(10000) using analysis of variance (ANOVA) and Tukey's HSD was used to compare multiple groups. $p < 0.05$ significance level was used in all hypothesis tests. In addition, failures were categorized in 4 classe; adhesive failure, cohesive failure in dentin, cohesive failure in composite and mix type failure. **Results:** In the immediate group; (NB + NCB) group showed the highest SBS value (19.38 (± 3.06) MPa). In the thermal cycle groups, (NB + NCB) group showed the highest SBS value (11,06 ± 2,67 MPa). **Conclusion:** After the thermal cycling, there was statistically significant decrease in all groups SBS value. Nevertheless, the least affected adhesive was Optibond All-in-one.

Keywords: Adhesive, Composite, Shear Bond Strength, Solvent, Thermocycle

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Yapılan araştırmalara göre, yeterli bir adeziv-dentin bağlanmasının belirlenmesinde kritik olan faktörler; dentin substratın adeziv bileşenler tarafından ıslanabilirliği (Erickson 1992, Eick, Robinson ve ark. 1993) rezin penetrasyonu ve maruz kalmış kollajen fibrillerinin demineralize dentin içinde mikromekanik olarak birbirine bağlanması olarak sıralanabilir (Spencer ve Swafford 1999, Hashimoto, Ohno ve ark. 2000, Wang ve Spencer 2003). Rezin penetrasyonuna maruz kalan kollajen fibrillerle ilgili ilk çalışma Nakabayashi tarafından bildirilmiştir ve adeziv ile demineralize olmayan dentin arasındaki farklı bölgeyi "hibrit tabaka" olarak adlandırmıştır (Nakabayashi, Kojima ve ark. 1982) Dentine bağlanmada adeziv sistemin önemli bir rolü vardır ve rezin kompozitin klinik performansını önemli ölçü de etkilerler(Peumans, Kanumilli ve ark. 2005)**.**

Günümüzde, hem zaman hem uygulama rahatlığı açısından birçok avantajı olan self etch adeziv sistemlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Özellikle asitleme ve kurutma işlemine bağlı pek çok dezavantajı geride bırakmıştır. Asitleyip yıkadıktan sonra belirli bir kurutma işlemi gerekmektedir. Dentin yüzeyinin daha iyi monomer penetrasyonu için ıslak tutulması önerilir (Van Meerbeek, Dhem ve ark. 1993). Wet bonding, dentinin bağlanma işlemi boyunca tamamen nemli tutulduğu anlamına gelir, böylece demineralize dentin yüzeyi değişmez, çünkü kollajen matriksleri destekleyen su ortamda kalır (Kinney, Balooch ve ark. 1993). Nemli dentinin daha gözenekli bir kollajen ağı sağladığı ve gözenekliliğin artmasının adeziv infiltrasyonu için daha fazla alan olduğu anlamına gelir (Pashley, Ciucchi ve ark. 1993, Gwinnett 1994, Gwinnett 1994, Gwinnett 1994, Tam ve Pilliar 1994)**.** Dentin yüzeyi aşırı kurutulursa kollajen ağı çöker. Kollajen küçülürken, tübüllerde su sıkışır ve primer ya da adeziv ile etkileşime giremez, bu da adeziv nüfuzunun azalmasına ve bağın zayıflamasına neden olur.(Kanca III 1992) Ayrıca eğer dentin gereğinden fazla nemli kalırsa, kollajen ağı şişer ve interfibriler boşluklar azalır (Mohan ve Kandaswamy

2005). Hava ile kurutma yöntemi biraz karmaşıktır, zaman, açı, konum ve basınç bağımlılığı tutarlı olmayacağı için nem oranı tutarlı olmayabilir (Kanca 3rd 1996).

Günümüzde adezivler solvent olarak genel olarak etanol, su ve aseton içerirler ve solventlerin görevi rezin monomerleri eritmektir (Van Landuyt, Snauwaert ve ark. 2007). Çözücülerin bazı özellikleri dentine bağlanma gücü üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bunlar hidrojen bağlanma kapasitesi, buhar basıncı, kaynama noktası, dielektrik sabiti ve dipol momentidir (Van Landuyt, Snauwaert ve ark. 2007). Suyun yüksek dielektrik sabiti vardır ve kollajen lifleri arasındaki hidrojen bağlarını çözücü olarak parçalayabilir, ancak düşük buhar basıncı nedeniyle uygulamadan sonra dişten uzaklaştırılması zorunludur (Pashley, Zhang ve ark. 1998, Van Meerbeek, Yoshida ve ark. 1998). Etanol suya kıyasla daha yüksek buhar basıncına sahiptir ve hava ile kurutma daha iyi bir buharlaşmayı sağlar. Etanol bazlı çözücüler aynı zamanda su içerirler ve bu karışım saf suya göre daha iyi bir buharlaşma ile sonuçlanır (Morrison RT 1992). Etanol/su bazlı sistemler neme daha az duyarlıdır ve kollajen matriksleri daha iyi genişleterek kuru dentinde daha iyi bir bağlanma kuvveti oluştururlar (Reis, Loguercio ve ark. 2003). Bazı araştırmalara göre etanol demineralize kollajen üzerinde sertleşmeye neden olur ve böylece kollajen fibriller arasındaki boşlukları korur (Maciel, Carvalho ve ark. 1996, Carvalho, Mendonca ve ark. 2003). Aseton bazlı sistemler etanol bazlı sistemlere oranla daha fazla artık su buharlaştırmaktadır, ayrıca havayla kurutmaya daha duyarlıdırlar çünkü büzülmüş kollajen fibrillerini tekrar genişletemezler (Pashley, Carvalho ve ark. 2002). Su /etanol ile karşılaştırıldığında, asetonun daha yüksek buhar basıncı olması, adezivden çözücünün daha iyi buharlaşmasına olanak tanır. Yüksek dipol momenti ve yüksek buharlaşabilme yeteneğinden dolayı, asetonun su yüzeyinden aşırı miktarda su uzaklaştırmasına yardımcı olan bir özelliği vardır. asetonun düşük hidrojen bağlama kapasitesine bağlı olarak, kısaltılmış kollajenin yeniden genişlemesi mümkün değildir (Pashley, Carvalho ve ark. 2002). Bu nedenle aseton içeren adeziv wet-bonding tekniği ile uygulanmalıdır.(Pashley, Zhang ve ark. 2000) Bazı çalışmalar

etanol bazlı sistemlerin aseton bazlı sistemlere göre daha yüksek bağlanma kuvvetine sahip olduğunu göstermektedir (Ritter, Bertoli ve ark. 2001, Cardoso, Lopes ve ark. 2005, Lopes, Cardoso ve ark. 2006, Toledano, Osorio ve ark. 2006) öte yandan, çok sayıda çalışma, aseton esaslı sistemlerin dentine, etanol bazlı sistemlere oranla çok iyi bir su alma kapasitesine sahip oldukları için wet-bonding teknikleriyle benzer veya daha yüksek bir bağlanma gücü sunduğunu göstermiştir. (Abate, Rodriguez ve ark. 2000, Reis, Loguercio ve ark. 2003, Reis, Oliveira ve ark. 2003, Dal-Bianco, Pellizzaro ve ark. 2006, Yesilyurt ve Bulucu 2006)

Polimerizasyon büzülmesi, stres ve malzemeyi dentinden koparan güçlü kuvvetler üretir. Rezin kompozitin stresini, polimerizasyon büzülmesi, rezin kompozitinin kavite duvarlarına adaptasyonu, elastik modül, rezin kompozitinin akışkanlığı ve kavite konfigürasyon faktörü (C faktörü) gibi bazı faktörler etkileyebilir. (Opdam, Roeters ve ark. 1996, Ilie, Jelen ve ark. 2007) Rezin kompozit materyallerin polimerizasyon büzülmesi, zamanla klinik dayanıklılıklarının azalmasına neden olur. Polimerizasyon işlemi sırasında hacimsel küçülme meydana gelir; bu oran% 1.5 ile % 5 arasındadır (Bouillaguet, Gamba ve ark. 2006).

Rezin kompozitinin, 2mm kalınlıkta tabakalama yöntemiyle uygulanması ve sertleştirilmesi zaman alıcıdır ve rezinin hem mekanik hem de fiziksel özelliklerini olumsuz olarak etkileyen sebepler içine ağız sıvılarının da dahil olma riskini arttırır (Peutzfeldt ve Asmussen 2004). Tabakalama tekniğinde, tabakalar arasında oluşabilecek boşluklar ve artıkların tabakalar arasına girmesi tabakalar arası bağlantının zayıflaması ve yerleştirme zorluğu gibi problemler ortaya çıkmıştır(El-Safty, Silikas ve ark. 2012). Bulk fill rezin kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha şeffaftır ve bu da ışının rezin kompozitine daha derinlemesine nüfuz etmesini sağlar (Tarle, Attin ve ark. 2015) Bulk fill rezinlerde amaç, kaviteyi "tek" tabakada doldurarak klinik adımları azaltmaktır. Böylece pörözite riski azalır ve restorasyon için dayanıklılık ve devamlılık sağlanır, bunun sonucunda da harcanan klinik süreler azaltılır (Ahmad 2013). Polimerizasyon süresinin kısalması, bulk fill kompozitlerin

yüksek doldurucu içeriğiyle birlikte düşük polimerizasyon büzülmesine neden olur ve bu da 2 mm.'den daha fazla kalınlıkta rezin kompozit tabakaların uygulanmasına izin verir (Finan, Palin ve ark. 2013).

Klinik şartlarda aynı markanın kompozit ve adeziv sistemini birlikte kullanma şansımız her zaman olmayabilir. Bu çalışmanın amacı Optibond All in One adezivin hem kendi markasındaki kompozitiyle hem de farklı içerikli metakrilat bazlı kompozitlerle ve bu kompozitlerin kendi marka adezivleriyle olan makaslama değerlerini ölçerek hangi kompoziti ve hangi adezivi tercih etmemiz gerektiği konusunda in vitro şartlarda incelemektir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.1 Dentin Dokusu

Pulpa dokusunun etrafında bulunan ve odontoblast hücrelerinden salgılanan organik matriks mineralizasyonu sonucu oluşan dentin dokusu dişin hacimsel olarak en büyük bölümünü oluşturur. Dentinin üzerini kuronal bölgede mine dokusu örterken, kök bölgesinde ise sement dokusu örtmektedir (Marshall Jr 1993). Dentinin yaklaşık %50'si organik matriks içinde rastgele dizilmiş, ince iğne şeklinde ve boyutları mine dokusundakilerden daha küçük olan kalsiyum hidroksiapatit kristallerinden oluşan inorganik yapıdan oluşurken, %30'u organik yapıdan, %20'si ise sudan oluşur (Lambrechts, Van Meerbeek ve ark. 1996). Dokuda hidroksiapatitin dışında çeşitli kalsiyum fosfat tuzları, kalsiyum sülfatlar ve amorf kalsiyum fosfatlar da yer alır. Organik yapının yaklaşık %93'ü kollajen türü lifsel proteindir. Dentin dokusunda ayrıca fluorid, bakır, çinko, demir gibi iz elementler de bulunmaktadır.

Dentin dokusunun histolojisi dentin kanalları, peritübüler dentin ve intertübüler dentin olarak incelenebilir. Her dentin kanalının çevresi diğer dentin bölgelerine oranla daha hipermineralize olan ve birbirinden farklı oranda mineralize olmuş içiçe üç tabakadan oluşan peritübüler dentin ile sarılmıştır. Kanallar arasında ise daha az mineralize olmuş olan intertübüler dentin yer alır. İntertübüler dentin organik matriksini peritübüler alandakine oranla daha kalın kollajen lifler oluşturur. Bu kaba kollajen lifler karmaşık seyrederler ve kanalların çevresini 8 rakamı seklinde dolanırlar (Ten Cate 1994).

Dentinogenezis sırasında birbirine oldukça yakın seyreden dentin kanalları tersine koni seklinde olup mine-dentin sınırında 0,5 -0,9 µm pulpa tarafında ise 2 - 3 µm çapındadırlar (Garberoglio ve Brännström 1976). Pulpadan uzaklaşıldıkça içten dışa doğru sayıca azalan dentin kanalları pulpa tarafında 45 - 60000/mm^2 iken, mine-dentin sınırında 15 - 20000/mm^2'dir. Her kanal peritübüler dentinle sarıldığı için

pulpal bölgede, mine-dentin sınırına göre daha fazla peritübüler dentin yer alır (Marshall Jr 1993).

4.1.1.1 Dentinin histolojik yapısı

Dentin yapımından sorumlu olan hücreler odontoblastlardır. Dentinin pulpaya bakan yüzeyini odontoblast hücreleri oluşturur. Odontoblastlar embriyogenezis esnasında ektomezensimal hücrelerden köken almışlardır. Bu hücreler, ameloblastlardan ayrılarak ekstraselüler matriks salgılarlar. Ayrıca odontoblast uzantıları dentin kanalları içine uzanmış durumdadır (Swift, Perdigao ve ark. 1995, Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997).

Dentin yapımı (dentinogenezis), iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada kalsifiye olmamış matriks sentezlenir ki; buna predentin denir. ikinci asama, mineralizasyondur. Ancak yeterli kalınlıkta bir predentin tabakası oluşmadan mineralizasyon başlamaz. Mineralizasyon hızı, matriks oluşumuna paralel seyreder. Yani, matriks mineralizasyonu tamamlandığında alttaki predentin kalınlığı hep sabit kalır. Dentin oluşumu ve kalsifikasyonu kesici kenarlar ve tüberkül tepelerinden başlar ve içeriye doğru ritmik bir şekilde konik tabakalar halinde yığılma gösterir. Koronal ve apikal dentin oluştuğunda primer dentin yapımı tamamlanmış olur (Sasaki ve Garant 1996).

Dentin kanalları, peritübüler dentin, intertübüler dentin ve odontoblast uzantıları dentinin histolojik yapısını oluşturur (Sattabanasuk, Shimada ve ark. 2004)

4.1.1.1.A Dentin kanalları

Dentin kanalları, mine-dentin sınırından pulpa-dentin sınırına uzanan tübüller sistemidir. Bu tübüler yapının içinde odontoblast uzantıları denilen odontoblast hücrelerine ait protoplazmik uzantılar yer alır. Gençlerde dentin kanallarının çapı

pulpa odası yakınlarında 3-4 μm iken, mine-dentin sınırına doğru 1 μm'ye kadar düşer. Ayrıca yaşlanmayla birlikte kanal çapı daralır. Dentin kanalları kuronda mineye kadar uzanırken, kökte sement sınırına gelmeden sonlanırlar. Kanallar, etraflarındaki ince kollar sayesinde komşu kanalcıklarla anastomoz yaparlar.

Dentin kanallarının her birinin içini bir odontoblast uzantısı doldurur. Bunlara Thomes Lifleri denir. Bu liflerden arta kalan boşluğu dentin lenfi doldurur. Normalde hiçbir kanalın içinde kan damarı ve hücre bulunmaz. Ancak pulpanın bazı patolojik hallerinde lökosit ve odontoblastların kanal içine girdikleri görülür (Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997).

4.1.1.1.B Peritübüler dentin

Dentin kanallarının hemen çevresinde bulunan yüksek kristal özelliğe sahip olan hipermineralize dentine peritübüler dentin denir. Dentin dokusunun mineral içeriği; intertübüler dentin ve peritübüler dentin olmak üzere iki bölgede toplanmıştır (Van Meerbeek, Inoue ve ark. 2001)

4.1.1.1.C İntertübüler dentin

Tübüller arasında bulunan daha az mineralize olan dentine intertübüler dentin denir ve dentin dokusunun esas gövde kısmını oluşturur. İntertübüler dentin hibrit tabakası oluşumunda esas rol oynayan kısımdır. Kollajenden zengin intertübüler dentin yüzeyden derinlere doğru miktar olarak azalma gösterse de, dentinin mineralizasyon derecesi, büyük oranda farklılık göstermez. Bunun sebebi, derinlere inildikçe kollajenden zengin intertübüler dentin azalırken, hipermineralize peritübüler dentinin aynı oranda artması, böylelikle yüzeyde ve derinde ortalama mineralizasyonun eşit kalmasıdır. Dentinde, yüzeyden derine doğru inildikçe kollajen miktarı da azalır. Bunun sebebi muhtemelen, derin dentinin yüzeyel dentine göre

daha geniş kanal çapına sahip olmasıdır. Böylece derin dentin yüzeyel dentine göre daha az intertübüler kollajen içerir (Van Meerbeek, Inoue ve ark. 2001)

4.1.1.1.D Odontoblast uzantıları

Dentin kanallarının içinde seyreden, içleri sitoplazma ile dolu olan, ince duvarlı hücre uzantılarıdır. Odontoblast uzantıları köken aldıkları odontoblast hücresine en yakın oldukları bölgede en kalın çapta iken, dentin yüzeyine doğru ilerledikçe daralırlar ve en uçta dallanarak sonlanırlar. Odontoblast uzantıları seyirleri boyunca yan dallar verirler ve bunlar komsu kanallardaki odontoblast uzantılarının yan dallarıyla anastomoz yaparlar (Sasaki ve Garant 1996, Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997)

4.1.1.2 Dentinin fiziksel yapısı

Genç insanların dentinleri genellikle açık sarı renktedir. Çok sert ve kırılgan olan minenin aksine elastiktir ve bir kuvvet uygulandığında şekil değiştirebilir. Kemiğe çok benzemekle beraber daha serttir. Mineralizasyonu mineden daha az olduğundan daha opak görünür (Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997). Dentinin fiziksel özellikleri; yorulma direncini, mikro sertliğini, elastisitesini ve geçirgenliğini kapsamaktadır.

4.1.1.2.A Dentinin yorulma direnci

Dişler, vücudun diğer organlarına göre daha sert olmalarına rağmen, travmalarla kırılabilirler ya da gıdalarla bile yapılarında mikro çatlaklar oluşabilir. Mine dokusuna göre kırılganlığı daha az olan dentin dokusu, minenin hemen altında konumlanmış daha esnek bir doku oluşu ile mineye destek olmaktadır. Ancak, minenin aşırı miktarda aşınması halinde, oklüzal yüzeylerde dentinin açığa çıkması söz konusudur.

Böyle bir durumda dentin dokusunun dayanıklılığının az olması sebebiyle dişte hızlı bir aşınma meydana gelebilir. Dişlerin hiçbir neden olmadan kırılmaları nadirdir.

Genellikle çürüğe bağlı madde kayıplarında, endodontik veya restoratif işlemler sonucu yapısı zayıflamış dişlerde kırıklar oluşur. Bu gibi dişi zayıflatan koşullar altında dentin yorgunluğu olarak adlandırılan bir dizi değişim söz konusu olur. Bu nedenle, araştırmacıların en önemli amaçlarından biri de dentin yorgunluğunu minimuma indirecek materyalleri ve teknikleri geliştirmektir (Marshall Jr 1993, Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997). Kollajen fibriller genellikle dentin içinde düzensiz dağılmış olsalar da, aslında kanallar çevresinde dairesel olarak konumlanmışlardır. Rezin ve kollajen fibriller arasında yakın ilişki olduğundan, fonksiyon esnasında strese maruz kaldıklarında ve zaman içerisinde kollajen-rezin bağlantısında yorgunluk gelişebilir. Ayrıca, tam bir bağlantı oluşmamışsa, hem rezin materyalde hem de kollajen fibrillerde zamanla birbirlerinden bağımsız olarak yorgunluk meydana gelebilir (Nakabayashi 1998).

4.1.1.2.B Dentinin mikrosertligi

Dentinin sertlik derecesinin yüzeyel bölgelerden derin bölgelere inildikçe azaldığı araştırmacılar tarafından ortaya konulmuştur. Dentin derinliği arttıkça gözlenen bu sertlik azalısı, tübüler dentin miktarındaki artışa ve intertübüler dentin matriksinin sertliğinin azalmasına bağlanmıştır. Araştırmacılar ayrıca, peritübüler dentinin intertübüler dentinden çok daha sert olduğunu bildirmişlerdir (Nakabayashi 1998).

4.1.1.3.C. Dentinin elastikiyet modülü

Yük altında deformasyona uğramış malzemenin tekrar eski halini alma özelliğinin ölçüsüne elastikiyet modülü denir. Elastikiyet modülü; Newton/mm2, megapaskal (MPa) veya gigapaskal (GPa) birimindedir. Mineralize dentinin elastikiyet modülü 14-19 (GPa) arasındadır ve 230-270 MPa arasındaki basınca, 45-138 MPa arasındaki makaslama kuvvetlerine dayanıklıdır. Peritübüler dentinin elastikiyet modülü 29,8 GPa iken, intertübüler dentinin elastikiyet modülü 17,7 GPa olarak bildirilmiştir. Ancak asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında dentin yüzeyinin mineral fazında

değişiklikler olur, bazı proteinler çözünür, kollajen fibriller açığa çıkar ve dentin matriksi demineralize olur. Tüm bu değişikler sonucunda dentin dokusunun fiziksel özelliklerinde de farklılıklar izlenir. Demineralize dentin matriksi, oldukça yumuşak ve elastik bir kıvama gelir. Nemli demineralize dentin matriksinin elastikiyet modülü 5 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer mineralize dentinin elastikiyet modülünden 1000 kat daha azdır. Bu değişimin klinik açıdan önemi ise, demineralize dentinin hava ile kurutulduğunda fibrillerin oluşturduğu ağ yapının kolayca büzülmesi ve bağlayıcı sistem monomerlerinin emilimini etkilemesidir (Nakabayashi 1998).

4.1.1.3. Dentinin kimyasal yapısı

Dentin, minenin tersine daha az mineralize bir dokudur. Ortalama % 70'i inorganik madde, % 30'u organik madde ve sudan oluşur. İnorganik içerik mine ve sement dokusuna benzer şekilde hidroksiapatittir. Dentindeki apatit kristallerinde karbonat oranı yüksek, kalsiyum oranı düşüktür. Bu durum çözünürlüğün artmasına sebep olur ve iyon değişimlerine hazır bir yüzey meydana getirir. Bu yüzeyler ideal adezyon için potansiyel aktif bölgelerdir. Organik içerik yüksek oranda kollajen ve sudan oluşur. Kollagen fibriller demetler yaparlar ve dentin yüzeyine paralel, kanallara dik veya geniş açıda olmak üzere birbirlerini çaprazlar tarzda uzanırlar. Dentin dokusunun içeriğindeki suyun büyük kısmı dentin kanallarının içine dağıldığından ve kanalların yoğunluğu dentin derinliğine göre değiştiğinden dentin içerisindeki su oranı da lokalizasyona göre farklılık gösterebilir. Dentinin en düşük su konsantrasyonu dişin dış yüzeyine en yakın tabakada iken, en yüksek su konsantrasyonu derin dentindedir. Dentin dokusundaki bu organik ve inorganik yapıların oranları kişiden kişiye, yaşa, dentinin dişte bulunduğu bölgeye göre değişir. Bunların dışında başka proteinler ve organik içerikler de küçük oranlarda dentin yapısında bulunmaktadır (Marshall Jr 1993, Marshall Jr, Marshall ve ark. 1997, Nakabayashi 1998, Dayangaç 2000)

4.1.2. Dentin geçirgenliği

Dentin tübülleri içinde odontoblast hücre uzantıları ve dentinal sıvı bulunur. Dentinal sıvı, pulpa dokusu içindeki kapiller damarlardan kaynaklanan plazma sıvısıdır ve kalsiyum ve fosfat iyonlarına doymuş bir haldedir (Swift 2002). Hidrodinamik teoriye göre, dentin açığa çıktığında dentin tübüllerinden dışarı doğru oluşan sıvı çıkışı pulpa sinirlerini aktive ederek ağrıya neden olur. Pulpadan sürekli dışarı doğru pompalanan sıvı hareketine bağlı olarak dentin yüzeyi sürekli olarak nemlidir. Pulpal basınç 25-30 mmHg veya 34-40 cm H_2O'dir (Van Meerbeek B 2006). Tübül çapları mine-dentin sınırında yüzey alanının yaklaşık % 1'ini oluştururken pulpa sınırında % 22'sini oluşturur. Dentin tübülleri % 95'i su olan dentin sıvısı ile dolu olduğundan mine dentin sınırına yakın dentinin su içeriği hacimce yaklaşık % 1, pulpaya yakın dentinin yaklaşık % 22'dir (J. 2010).

Dentin geçirgenliği ve dentin nemliliği, dentin kanallarının çapına, sayısına, kalan dentinin kalınlığına, dentin sıvısının konsantrasyonuna, içindeki çözünmüş maddelere ve *smear* tabakasının varlığına bağlıdır (Roberson TM 2006). Tübül sayısının ve çapının dentin içinde homojen olmayışından dolayı su içeriği ve geçirgenlik de dentinin her yerinde aynı değildir. Pulpa boynuzları yakınında dentin tübüllerinin çapı ve yoğunluğu daha fazla olduğundan bu bölgedeki dentin geçirgenliği fazladır(Yesilyurt ve Bulucu 2006). Derin dentine adezyon, intertübüler dentin alanının azalması ve buna bağlı olarak su içeriğinin artması nedeniyle yüzeysel dentine adezyondan çok daha zor gerçekleşmektedir (Giannini M 2001).

4.1.3. *Smear* tabakası

Smear tabakası, diş kesimi sonrasında diş dokusu üzerinde oluşan bir birikim tabakası olarak tanımlanır. *Smear* tabakasının kalınlık, yoğunluk, pürüzlülük ve altındaki diş dokusuna bağlanma derecesi yüzey preparasyonunun şekline göre değişir (Giannini M 2001). Elmas frez kullanılan diş yüzeyinde oluşan *smear*

tabakası, silikon karbid kağıtlar ile oluşturulan *smear* tabakasından daha yoğundur (J. 2010). Kesme ve aşındırma sırasında oluşan sürtünmesel ısı ve plastik/elastik deformasyon *smear* tabakası oluşumunda etkili olan faktörlerdir. Dentin yüzeyinde oluşan *smear* tabakası intertübüler dentini kaplar ve tübüllerin içine birkaç µm penetre olarak *smear* tıkacı oluşturur (Spencer P 2010).

Smear tabakasının içeriği temel olarak hidroksiapatit ve denatüre olmuş kollajendir. İçeriği dişin farklı bölgelerinde dentinin içeriğine göre değişir. Bu değişmiş kollajen, preparasyon işleminin oluşturduğu ısı ve sürtünme sonucunda jelatin haline dönüşmüş bir yapı kazanır (J. 2010). *Smear* tabakasının kalınlığı taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmalarına göre 0.5-2 µm'dur. *Smear* tıkacı, tübül içine doğru 1-10 µm uzayabilir. *Smear* tabakasının dentin tübüllerini kapatmasına ve *smear* tıkacı oluşturmasına rağmen *smear* tabakası pörözdür ve az da olsa dentin sıvısının geçişine izin verir. *Smear* tabakası dentin geçirgenliğini % 86 oranında azaltır (Van Meerbeek B 2006). *Smear* tabakası dentin geçirgenliğini azaltan bir difüzyon bariyeri olsa da aynı zamanda altındaki dentin tabakasına rezinin ulaşmasını engellemektedir (Swift 2002). Dentin yüzeyi fosforik asit, sitrik asit veya poliakrilik asit ile demineralize edildiğinde *smear* tabakası ortadan kalkar ve sıvı çıkışına bağlı olarak dentin geçirgenliği artar (J. 2010). Güncel adeziv sistemler, *smear* tabakasıyla etkileşim biçimlerine göre sınıflandırılır. Etch-and-rinse veya total-etch adezivler *smear* tabakasını ve yüzeysel hidroksiapatiti tamamen kaldırırken, *self-etch* adezivler *smear* tabakasını tamamen kaldırmayıp geçirgenliğini arttırırlar (J. 2010).

4.2. Adeziv Dişhekimliği

Yapılan birçok çalışma ile dolgu maddelerinin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri geliştirilirken, diğer yandan restoratif diş hekimliğinde dolgu maddelerinin, dişin sert dokularına adezyon yolu ile bağlanması yönünde de birçok çalışma yapılmış ve "adeziv diş hekimliği" kavramı ortaya çıkmıştır(Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Dayangaç 2000).

Diş dokusu ile restorasyon arasında meydana gelen mikrosızıntının, adeziv teknikler kullanımı ile azaldığı rapor edilmiştir (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Pittayawutwinit 2000, Roberson 2002). Bu sayede yapılan restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen faktörlerden olan, marjinal renkleşme, tekrarlayan çürük lezyonları ve post-operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Dayangaç 2000, Perdigao ve Swift 2002). Geleneksel yöntemlerde restorasyonların retansiyonunu sağlamak amacı ile sağlıklı diş dokusunun da kaldırılması gerekirken, adeziv teknikler yardımı ile bu tür gereksiz madde kayıplarının da önüne geçildiği bildirilmiştir (Latta ve Barkmeier 1998, Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Fortin ve Vargas 2000, Gökalp S. 2002, Perdigao ve Swift 2002, Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003).

Giderek artan estetik beklentilerin hekimler tarafından karşılanması konusunda da, adeziv teknikler yardımcı olmaktadır (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Kugel ve Ferrari 2000, Pittayawutwinit 2000, Gökalp S. 2002). Böylelikle çok az, yada hiç preparasyon yapılmadan estetik olmayan şekil, pozisyon, boyut ve renkteki dişlerin düzeltilmesi mümkün olmuştur (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Dayangaç 2000, Fortin ve Vargas 2000, Perdigao ve Swift 2002). Ayrıca büyük madde kaybına uğramış olan dişler kuron yapmaya gerek kalmadan restore edilebilmektedir.

Hutchinson dişleri, amelogenesis imperfekta, füzyon, dens invaginatus ve mikrodonti gibi anomalilerin düzeltilmesi adeziv teknik ile mümkündür (Pittayawutwinit 2000). Ayrıca geleneksel metal intrakuronal restorasyonlar diş yapısını kuvvetlendirici bir etki göstermezken, kama etkisi nedeni ile kırılmalara sebep olabilmektedir (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Fortin ve Vargas 2000). Oysa adeziv teknikler ile yapılan restorasyonlar fonksiyonel kuvvetlerin dengeli bir şekilde iletimi ve dağılımını sağladıkları rapor edilmiştir (Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Fortin ve Vargas 2000). Diş eti çekilmesine bağlı olarak ortaya çıkan kök yüzeyinden kaynaklanan hassasiyetler de bu teknikler yardımı ile kolaylıkla tedavi edilebilmektedir(Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Dayangaç 2000).

Adezivler, seramik restorasyonlara da bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu nedenle veneer, inley veya onleylerin yapıştırılmasında kullanılabilmektedir (Dayangaç 2000). Ayrıca post-kor yapımında, kırılmış porselen, amalgam veya rezin restorasyonların onarımında, ortodontide ve periodontolojide kullanılabilmektedir (Dayangaç 2000, Pittayawutwinit 2000, Perdigao ve Swift 2002).

4.2.1. Dentin adezyonu

Diş çürüğünü temizlerken kullanılan dental frezler diş dokuları ile temasa geçtiğinde dentin yüzeyinin üstünde bir *smear* tabakası bırakır. Bu *smear* tabakası, kesilmiş olan dentin tübüllerinin uçlarını tıkaçlar. Dentin tübüllerinin uçlarını kapatan bu *smear* tıkaçları ve *smear* tabakasının kendisi, dentin yüzeyine asit uygulaması ile kaldırılmaktadır ve böylece dentin dokusunun adeziv bağlantı direnci arttırılmış olmaktadır (Eick, Gwinnett ve ark. 1997).

Dentin yüzeyine asit uygulandığında dentin tübülleri açılır, dentin geçirgenliği artar ve hem intertübüler hem de peritübüler dentin dekalsifiye olur (Swift Jr 1998). Fosforik asitin dentine uygulanması sonucunda dentinin inorganik yapısını oluşturan

hidroksiapatit kristalleri çözünerek, organik yapı elemanı olan tip I kollojenlerin açığa çıkmasına ve kollojen fibril ağlarının oluşmasına neden olur. Açığa çıkan bu kollojen fibril demetleri ya kendi yapıları içinde bulunan sıvı yardımı ile yada asit uygulamasını takiben dentin yüzeyinin su ile yıkanması neticesinde ortama gelen sıvı ile çökmeden ayakta kalır (Nakabayashi 1998).

4.2.2 Dentin Bağlayıcı Ajanların Sınıflandırılması

Dentin bağlayıcı ajanlar üretim tarihlerine göre, klinik kullanım aşamalarına göre, uygulama şekillerine göre ve dentin dokusuna bağlanma kuvvetlerine göre olmak üzere farklı şekillerde sınıflandırılmıştır (Tyas ve Burrow 2004, Kamble, Kandasamy ve ark. 2015).

4.2.2.1.A. Birinci nesil bağlayıcı ajanlar

1970’ lerin sonunda geliştirilmiş olup oldukça düşük bağlanma dayanım değerlerine sahiptir. Mine dokusuna bağlanma değerleri yüksek olmasına rağmen dentin dokusuna bağlanma büyük bir sorundur. Bağlanma dentin dokusunun kalsiyum içeriğine adezivin şelasyon yapması ile gerçekleşmektedir. Dentin dokusuna bağlanma değerleri 2 MPa’ dan daha azdır. Birkaç ay içerisinde dentin ara yüzeyinde sıklıkla kopma “debonding” görülmektedir (G. 2012).

4.2.2.1.B İkinci nesil bağlayıcı ajanlar

1980’ lerin başında geliştirilmiştir. Bağlanma bondingin dentin debrisleri, ölü ve canlı bakterileri içeren *smear* tabakasına gerçekleşir. *Smear* tabakasını uzaklaştıramadığı için hibrit tabakası oluşamamaktadır. Mine dokusunda bağlanma değerleri 20-30 MPa iken dentin dokusunda 2-8 MPa’ dır. Bu yüzden kavite preparasyonunda mekanik retansiyona gerek duyulmaktadır. Dentin dokusunu içeren restorasyonlarda aşırı düzeyde mikrosızıntı ve post-operatif hassasiyetle

karşılaşılmıştır. Uzun dönem bağlanma dayanımının stabilitesi zayıftır. Direkt restorasyonlarda kullanıldığında bir yıl sonraki tutuculuğu % 70' den azdır (G. 2012).

4.2.2.1.C. Üçüncü nesil bağlayıcı ajanlar

İki aşamalı primer-adeziv sistemler 1980' lerin sonlarında geliştirilmiştir. *Smear* tabakasını ortadan kaldıran ya da modifiye eden ilk adeziv sistemlerdir. Hem mine hem de dentine asit uygulanır. Bağlanma değerleri minede 20-30 MPa, dentinde ise 8-15 MPa'dır. Kavite preparasyonlarında retansiyon formuna gerek duyulmamaktadır. Erozyon, abrazyon ve abfraksiyon lezyonları minimal diş preparasyonları ile birlikte kullanılmış, böylece ultrakonservatif diş hekimliğine giriş yapılmıştır. Ayrıca sadece diş dokusuna değil metal ve seramiklere de bağlanma göstermişlerdir. Arka bölge restorasyonlarda post-operatif hassasiyet anlamlı derecede azalmıştır. Minede asit uygulaması rutinleşmiş, fakat dentinin asitlenmesine pulpa nekrozu ve endodontik tedavi gereksinimi nedeniyle şüpheyle yaklaşılmıştır (Garg ve Garg 2010, G. 2012). Ancak sınırlı klinik ömüre sahip olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Yapılan üç yıllık bir klinik çalışmada önceki jenerasyon adeziv sistemlere göre daha iyi klinik performans (tutuculuk, kenar bütünlülüğü vb.) bildirilmesine rağmen araştırmacılar amaçladıkları %100 tutuculuğa ulaşamadıklarını belirtmişlerdir (Van, Lambrechts ve ark. 1992, Van Meerbeek 1996, Swift 2002).

4.2.2.1.D. Dördüncü nesil bağlayıcı ajanlar

1990' ların başlarında geliştirilmiş olup adeziv sistemlerin tarihçesinde ilk defa mikrosızıntı ve debondingi önleyecek, kompozitin polimerizasyon büzülmesinden daha yüksek değerde bağlanma dayanımı gösteren adeziv sistemlerdir. Mineye, nemli dentine, metale ve porselene bağlanmayı sağlamaktadır. Mineye bağlanma değerleri 20-30 MPa, dentine bağlanma değerleri ise 17-25 MPa' dır. Hem mine hem de dentin asitlenerek yıkanır. Asit uygulaması ile mine ve dentin yüzeyi hazırlanır. Primer uygulaması ile dentin ara yüzeyinde hibrit tabaka oluşturulur ve dentin kanallarının

sızdırmazlığı sağlanır. Adeziv uygulaması ile de hibridize dentin ile kompozit arasındaki bağlanma sağlanır. Çok aşamalı bir adeziv sistem olup uzun uygulama süresine ve prosedürüne sahiptir (G. 2012).

4.2.2.1.E. Beşinci nesil bağlayıcı ajanlar

1990'lı yılların ortalarında geliştirilmiş olup dördüncü jenerasyon dentin adezivlerinin modifikasyonu ile iki şişe sistem içermektedir. Asit dışındaki primer ve bonding tek bir şişede birleştirilmiştir. Post-operatif hassasiyet dördüncü jenerasyona göre azalmıştır, ancak yine de ciddi bir sorun olarak karşılaşılmaktadır. Mineye, nemli dentine, metale ve porselene bağlanmayı sağlamaktadır. Dentine bağlanma değerleri 20-25 MPa' dır. Mine ve dentine asit uygulanmaktadır. Nemli bağlanma yüzeyi gerekmektedir (G. 2012).

4.2.2.1.F. Altıncı nesil bağlayıcı ajanlar

2000 yılında geliştirilmiş olup ayrı bir asitleme aşaması gerektirmemektedir. Asit ve primer tek bir şişede, adeziv ikinci bir şişede yer almaktadır. Dentine bağlanma değerleri 17-22 MPa' dır. Ancak mineye bağlanmada ara yüzeyde yüksek oranda başarısızlık göstermektedir. Dentine, metale, porselene bağlanmayı sağlamaktadır (G. 2012).

4.2.2.1.G. Yedinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

2003 yılında geliştirilen bu sistemlerde asit, primer ve adeziv tek şişede toplanmış olup klinisyenlere kolay ve hızlı uygulama olanağı sağlamaktadır. Teknik hassasiyet en aza indirilmiştir ve nemli dentin yüzeyine gerek duyulmamaktadır. Mine, dentin, porselen ve metale bağlanma gösterir. Dentine bağlanma değerleri 23-30 MPa' dır (G. 2012).

4.2.2.2. *Smear* Tabakasına Yapılan İşleme Göre Sınıflandırma

Smear tabakası 1-5 µm kalınlığında organik ve inorganik debris, kontaminant bakteri, el/döner aletler ile oluşan amorf bir tabakadır (Pashley 1992). Adeziv sistemler *smear* tabakasına olan etkilerine göre; *smear* tabakasını uzaklaştıran sistemler ve *smear* tabakasını çözen sistemler olarak sınıflandırılmaktadır (Acquaviva, Breschi ve ark. 2004, Brenna 2012).

Güncel adezivler diş sert dokularına olan bağlanma mekanizmalarına göre cam iyonomer adeziv sistemler, *self-etch* adeziv sistemler ve *etch&rinse* adeziv sistemler olmak üzere üç ana grupta yer almaktadır (Van Meerbeek, Inoue ve ark. 2001). *Etch&rinse* adeziv sistemlerde dentin ve mine dokusu aynı anda asite maruz bırakılır ve bunun sonucunda *smear* tabakasını tamamen ortadan kaldırırken(Nakabayashi, Kojima ve ark. 1982) *self-etch* adeziv sistemlerin içerisinde bulunan asidik primer *"self-etch primer"* sayesinde *smear* tabakası tamamen kaldırılmadan modifiye edilir ya da kısmen çözülür (Tay ve Pashley 2003, Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, Peumans, De Munck ve ark. 2010, Van Meerbeek, Yoshihara ve ark. 2011).

Adeziv sistemlerin bağlantısı genellikle üç basamakta gerçekleşmektedir: *Asit ile ortamdaki* hidroksiapatitler uzaklaştırılır ve demineralize bir yüzey elde edilir ve bu sayede serbest yüzey enerjisini arttırır. *Primer* ise dokunun ıslanabilirliği artırır. *Bonding* ise diş dokusu içerisine nüfuz ederek bağlanmayı gerçekleştirir (Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, Acquaviva, Breschi ve ark. 2004).

Günümüz adeziv sistemlerinin klinik uygulama aşamalarına göre sınıflandırılması Tablo 4.1' de gösterilmektedir (Anusavice, Shen ve ark. 2013).

Tablo 4.1: Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

	Etch & Rinse Sistemler		*Self-Etch* Sistemler	
	Üç aşamalı (4. Jenerasyon)	**İki Aşamalı (5. Jenerasyon)**	**İki aşamalı (6. Jenerasyon)**	**Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)**
1. Şişe	**Asit**	**Asit**	**Asidik monomer ve**	**Asidik monomer,**
2. Şişe	**Primer**	**Primer ve Bonding**	**Bonding**	**-**
3. Şişe	**Bonding**	**-**	**-**	**-**

4.2.2.2.A. *Etch&Rinse* Adeziv Sistemler

Ayrı bir asitleme ve yıkama aşaması içeren *Etch&rinse* adeziv sistemler, *smear* tabakasını ve *smear* tıkaçlarını tamamen ortadan kaldırmaktadır (Fusayama, Nakamura ve ark. 1979, Eick, Robinson ve ark. 1993) Asit uygulaması sonrasında, peritübüler ve intertübüler dentin demineralize olarak dentin kanallarının ağzı açılır, bu sayede kollajen lifleri açığa çıkarak intertübüler dentinin mikroporözitesinde artışa meydana gelir. Bu mekanizma sayesinde adezivin penetrasyonu kolaylaştırmaktadır (Van, Lambrechts ve ark. 1992). Bu yöntemle ortaya çıkan mikromekanik tutuculuk adeziv-dentin bağlanmasında önemli rol oynamaktadır.

Aseton, etanol ve su gibi organik solventler gibi hidrofilik monomerler içeren primerler, nemli kolajen ağındaki ve dentin yüzeyindeki su ile yer değiştirir ve bu boşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştırarak bağlanma dayanımını arttırır (Perdigao, Frankenberger ve ark. 2000).

Adeziv rezinin ise asit uygulaması sonrasında kollajende oluşan boşlukları doldurup, dentin kanalları içerisine girerek rezin uzantılarını "*resin tag*" oluşturduğu ve bu sayede hibrit tabakasının stabilitesine yardımcı olduğu bildirilmiştir**.** Bu adeziv

sistemlerin dentine bağlanmasında mikromekanik tutuculuk yani açığa çıkmış kollajen ağları arasına adeziv rezinin infiltrasyonu hibridizasyon için oldukça önemlidir. Primer uygulandmasını takiben oluşan hibrit tabakası adeziv rezin ile birlikte polimerize olmaktadır (Pashley ve Carvalho 1997, Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, Brenna 2012).

Etch&rinse adeziv sistemler uygulama safhalarına göre iki gruba ayrılmaktadır (Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

Üç aşamalı olan *etch&rinse* adeziv sistemlerde; asit, primer ve bonding aşamaları ayrı ayrı uygulanmaktadır. Primer olarak bifonksiyonel moleküller içerirken bonding olarak ise az miktarda HEMA gibi hidrofilik olan monomerler ve Bis-GMA gibi yüksek oranda hidrofobik olan monomerler içermektedir (Roberson 2002). Bu sistemler literatürde altın "*gold*" standart olarak belirtilmektedir. Fakat her ne kadar dentin ve mine dokusuna ya da porselen ve amalgam gibi restoratif materyallere yüksek bağlanma değerleri gösterse de zaman alıcı uygulama safhalarının yer alması, asitleme ve yıkama aşamalarında yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi, aşırı neme veya kurutmaya karşı duyarlılık göstermesi gibi olumsuz yönleri de bulunmaktadır (Brenna 2012).

İki aşamalı *etch&rinse* adeziv sistemlerde ise asit uygulaması sonrası mine ve dentin yüzeyine tek şişe içerisinde bulunan primer ve bonding uygulanır. Primer ve Bonding, rezin uzantıları oluşturmak için dentin kanallarının içine difüze olur. Demineralize olmuş dentine uygulanan ilk tabaka primer işlevi görerek dentin yüzeyindeki serbest enerjinin artmasına yardımcı olur (Roberson 2002). Hidrofilik ve iyonik monomerler tek tüp içerisinde bulunduğu için dentin-adeziv ara tabakasında hidrofobik rezin tabakası oluşmamaktadır. Su geçirgenliğine ve degradasyona daha yatkın bir ara yüzey oluşur ve bunun sonucunda da bağlanma dayanımlarında zaman içerisinde azalma görülür. İki aşamalı sistemlerin, daha az uygulama safhası

gerektirdiği için kullanım kolaylığı sunması ve post-operatif hassasiyetin azaltması gibi avantajları olmasına rağmen üç aşamalı sistemlerden daha düşük bağlanma değerleri göstermesi, aseton bazlı olanların, solventin uzaklaştırılmasına ve adezivin birkaç kere uygulanmasına bağlı olaraketkinliklerinin düşmesi, bazı sistemlerin *self-cure*(kendinden polimerime olan) veya *dual*(çift aşamalı polimerizasyon) kompozitlerle uyumsuzluk göstermesi gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır (Brenna 2012).

4.2.2.2.B. *Self-Etch* Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler ayrı bir işlem olarak asit uygulaması ve yıkama işlemi bulundurmayan, dentin ve mine dokusunda aynı anda demineralizasyon oluşturan ve primerin difüzyonunu sağlayan asidik monomerler içermektedir. Bu yüzden de *smear* tabakasını tamamen ortadan kaldırılmazlar, modifiye edilirler. *Self-etch* adeziv sistemlerde uygulama safhaları ve uygulama süresi kısalmakta, ayrı bir asit uygulaması olmadığı için nemli bağlanma yönteminde ortaya çıkan demineralize dentinin aşırı nemli bırakılması veya aşırı kurutulması gibi komplikasyonların önüne geçilmekte, düşük post-operatif hassasiyet görülmekte ve daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir (Perdigao, Geraldeli ve ark. 2003, Akimoto, Takamizu ve ark. 2007, van Dijken, Sunnegårdh-Grönberg ve ark. 2007, Peumans, De Munck ve ark. 2010, Van Meerbeek, Yoshihara ve ark. 2011).

Self-etch adeziv sistemler asiditelerine göre;

- Zayıf derecede asidik *(Mild) self-etch* adeziv sistemler pH ≥ 2,0
- Orta derecede asidik *(Moderate) self-etch* adeziv sistemler pH ≈ 1,5
- Kuvvetli derecede asidik *(Strong) self-etch* adeziv sistemler pH ≤ 1,0 olmak üzere ayrılırlar (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

Zayıf asidik *self-etch* adezivler dentin yüzeyini (*smear* tabakasını) kısmen çözerler. Hidroksiapatitin tamamı çözülüp ortadan kaldırılmadığından, kollajen lifler etrafında bulunan artık hidrosiapatit ile monomerin karboksil ve fosfat grupları birbirlerine kimyasal olarak bağlanır. Böylece hem kimyasal hem de mikromekanik bağlanmanın bir arada oluşması bağlanma dayanımını arttırır. Orta dereceli asidik *self-etch* adeziv sistemler, yüzeyde mikromekanik bağlanma için daha iyi bir düzeyde yüzey porözitesi oluştururlar ve bu sayede hafif asidik olan *self-etch* adezivlere göre daha sağlam bir mikromekanik bağlanma gösterir. Kuvvetli asidik içerikli olan *self-etch* adeziv sistemler nerdeyse hidroksiapatitlerin tamamını çözer ve bu sayede dentinde daha derin infiltrasyon gösterirler. Bu sebeple ultramorfolojik yapısı *etch&rinse* adezivlere benzemektedir (Yoshida, Nagakane ve ark. 2004, De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005, Cardoso, de Almeida Neves ve ark. 2011).

Self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı, moleküler yapısına, adeziv içerisindeki fonksiyonel monomere ve aynı zamanda hidroksiapatitlere olan affinitesine bağlıdır (Van Meerbeek, Yoshihara ve ark. 2011). Fonksiyonel asidik monomerler *self-etch* adezivler sistemlerin fizikokimyasal özelliklerinde ve dentinde gerçekleşen bağlantının başarısında oldukça önemlidir. En çok tercih edilen fonksiyonel gruplar karboksilik asit, fosfat ve alkol gruplarıdır. *Self-etch* adeziv sistemlerde fosfor içerikli monomerler olarak MDP, MEP, DMEP ve GDMP kullanılır. Günümüzde kullanılan 10-MDP monomeri; adeziv-dentin ara yüzey degradasyonuna daha dirençli bir yapı gösteren, diş dokularıyla kimyasal olarak bağlanma gerçekleştiren, hem klinik başarı olarak hem de yüksek bağlanım değerine sahip altın standart bir monomerdir (Van Landuyt, Yoshida ve ark. 2008, Peumans, De Munck ve ark. 2010, Van Meerbeek, Yoshihara ve ark. 2011, Yoshihara, Yoshida ve ark. 2013, Feitosa, Pomacóndor-Hernández ve ark. 2014).

Self-etch adeziv sistemler uygulama safhalarına göre iki gruba ayrılmaktadır. (Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

İki aşamalı olarak uygulanan *self-etch* adeziv sistemlerde, asidik monomer içerikli hidrofilik olan primer uygulanmasından sonra hidrofobik rezin uygulaması yer almaktadır. Bu sistemde *smear* tabakasının yapısına giren asidik monomerler bu tabakayı tamamen ortadan kaldıramaz ancak adezivin asiditesi sayesinde yaklaşık 0,5-1 μm derinliğinde intertübüler kollajen ağı açığa çıkarılır. Üç basamaklı *etch&rinse* sistemlerde olduğu gibi çözücü içermeyen bonding solüsyonu kullanılır. Fiziksel bağlanma sırasında primer ile sarılı *smear* tıkaçlarının içerisine doğru mikrokanallar yardımıyla rezin penetrasyonu sağlanarak rezin uzantıları(*resin-tag*) oluşturulur (Roberson 2002). Aynı zamanda kimyasal bağlanma mekanizmaları da uzun dönemli bağlanma dayanıklılığında önemli rol oynamaktadır (Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003, Yoshida, Nagakane ve ark. 2004, De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005). İki aşamalı *self-etch* adezivler ayrı bir asitleme aşaması gerektirmeyen kolay ve hızlı sistemlerdir ve *etch&rinse* sistemlere göre daha az miktara post-operatif hassasiyet ortaya çıkarırlar. Bu sistemler sağlıklı dentin dokusuna, sklerotik dentin dokusuna göre daha iyi bağlanırlar. Dual-cure veya self-cure sistemlerle kullanılabilirler. Self-etch sistemler içerisinde altın standarttır. Fakat %35'lik fosforik aside göre daha zayıf asit etkisine sahip oldukları için mine dokusuna bağlanma değerleri düşüktür. Ayrıca asidik içeriklerinden dolayı raf ömürleri daha kısadır ve soğuk ortamlarda muhafaza edilmesi gerekebilir (Brenna 2012).

Tek aşamalı *self-etch* sistemlerde asidik monomer, primer ve bonding tek bir şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle genel olarak "*All-in-one*" sistemler olarak adlandırılırlar. Hızlı ve basit bir uygulamaya yöntemidir ve bu adeziv sistemlerde hassasiyet gerektiren işlemler oldukça azaltılmıştır. Ancak geleneksel sistemlere göre uzun dönem bağlanma dayanımları oldukça düşüktür (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005, De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005, De Munck, Mine ve ark. 2012). Bu

başarısızlıklar özellikle ara yüzeyde mikrosızıntıda artış olarak görülürler (Tay, Pashley ve ark. 2002, Tay ve Pashley 2003). HEMA içeren adeziv sistemlerin su emiliminden kaynaklı olarak düşük derecede polimerizasyon göstermesi (Van Landuyt, Snauwaert ve ark. 2007), HEMA içermeyen sistemlerde faz ayrımı görülmesi (Van Landuyt, De Munck ve ark. 2005, Van Landuyt, Snauwaert ve ark. 2007), bütün içeriklerin tek şişede bulunmasına bağlı olarak düşük raf ömrü (Nishiyama, Tay ve ark. 2006), daha düşük klinik performans göstermesi (Van Meerbeek, Peumans ve ark. 2010) tek aşamalı *self-etch* sistemlerin başlıca dezavantajlarıdır (Van Meerbeek 2014).

4.2.3. Adeziv Sistemlerinin Kimyasal Yapısı

4.2.3.1. Primerler

Hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik reçine arasındaki bağlanmayı sağlamak için uygulanan su, etanol veya aseton gibi solventlerde çözünen primerler kollajen fibrillerin dizilişlerini değiştirerek yüzey hazırlığı yapmakta, daha etkili monomer penetrasyonu gerçekleşmektedir (Van Meerbeek, Inoue ve ark. 2001). Primerler; dentin yüzeyini ıslatır ve reçine ile hidrofilik diş dokusu arasındaki kontak açısını azaltır, *smear* tabakasının geçirgenliğini arttırır, reçine ve dentin dokusu arasında mekanik ve kimyasal bağlanma sağlanmaktadır (Albers 2002)

Primer solüsyonunda iki farklı fonksiyonel grup bulunmaktadır. Hidrofilik fonksiyonel grup (amino grubu, fosfat grubu veya 4-META grubu) dentin dokusunun kollajen fibrilleri ile, hidrofobik fonksiyonel grup (metakrilat grubu) ise adeziv reçine ile bağlanma gerçekleştirmektedir. Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik yapısı nedeni ile 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) primer solusyonlarına en çok ilave edilen monomerdir. HEMA' nın ıslatma özelliği oldukça iyidir ve reçine penetrasyonunu, kollajen ağın genişlemesini sağlamaktadır. Modern adeziv sistemlerde HEMA'nın yanında N-Tolylglisin glisidil metakrilat (NTG-GMA), Pyromellitik asit gliseroldimetakrilat (PMDM) ve fosfatlanmış penta-akrilat esteri

(PENTA) gibi monomerlerde bulunmaktadır (Summitt, Robbins ve ark. 2006) Primer hem asit hem de primer özelliği taşıyorsa "*self-etch*ing primer" olarak adlandırılır. Bu amaçla asidik monomerler *self-etch*ing primerleri oluşturmakta, 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP), 4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid) (4-MET), 4-methacryloyloxyethyl trimellitic anhydride (4-META) ve 11-methacryloyloxy-1,1′-undecanedicarboxylicacid (MAC-10) içermektedir(Anusavice, Shen ve ark. 2013).

4.2.3.2. Adezivler

Bonding ajan olarak da isimlendirilen adeziv reçine temel olarak Bisphenol A diglycidyl methacrylate (Bis-GMA) ve urethan dimethacrylate (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden, triethylene glycol-dimethacrylate (TEG-DMA) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği arttıran hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır. Yapısında solvent içermemektedir. Esas görevi reçine-dentin hibrit tabakasının stabilizasyonunu ve reçine uzantılarının oluşumunu sağlamaktır. Ayrıca, kompozit reçinelerin polimerizasyon büzülmesini tolere ederek gelen kuvvetleri absorbe etmektedir (Van Meerbeek, Van Landuyt ve ark. 2005, Summitt, Robbins ve ark. 2006).

4.2.4. Hibrit Tabaka ve Hibridizasyon

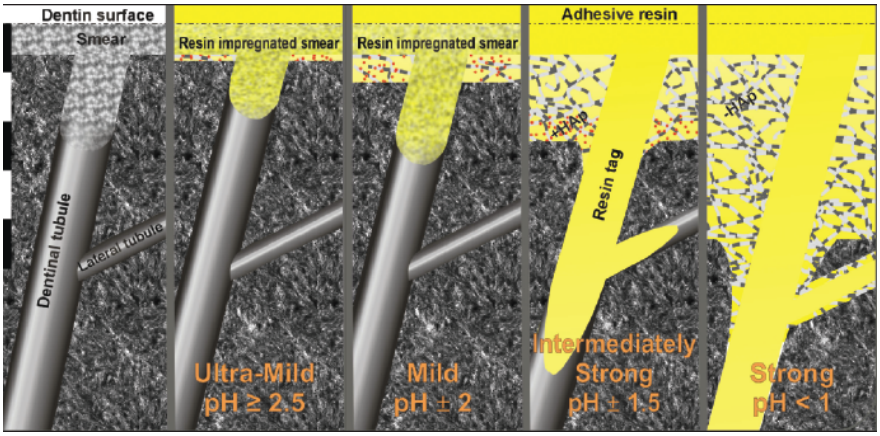
Nakabayashi' nin tanımlamış olduğu hibrit tabaka, diş sert dokularının demineralizasyonunu takiben reçine monomerlerin penetrasyonu ve polimerizasyonu ile oluşmaktadır (Nakabayashi, Kojima ve ark. 1982). Kollajen, co-polimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan reçine ile güçlendirilmiş, aside karşı dirençli tabakaya hibrit tabakası, oluşum sürecine de hibridizasyon denir Reçine bazlı materyallerin dentin dokusuna başarılı şekilde bağlanmasında oldukça önemlidir (Roberson TM 2006, Garg ve Garg 2010).

Hibrit tabakasının oluşumu ile dentin kanalları ve intertübüler dentin dokusu örtülerek mikroorganizmaların pulpaya geçişi engellenmekte; dentin ve mine dokusunu içeren kavite preparasyonlarında mekanik retansiyona olan gereksinim ortadan kalkarak geleneksel preparasyonların yerini daha küçük boyuttaki minimal invaziv kaviteler almakta; kompozit reçine, amalgam, seramik gibi restoratif materyallerin kavite preparasyonuna bağlanması gerçekleşmektedir (G. 2012).

Etch&rinse adeziv sistemlerde, asit uygulaması ile intertübüler ve peritübüler dentin dokusu demineralize edilerek kollajen ağında birkaç mikron kalınlığında yer açığa çıkmaktadır. Primer ve/veya adeziv reçinenin kollajen fibriller arasına penetrasyonu ile kollajen fibriller ve adeziv reçineden oluşan hibrit tabakası oluşmaktadır (Pashley, Tay ve ark. 2011).

Hibridizasyonun gerçekleşmesinde asit uygulaması, hava ile kurutma ve penetrasyon oldukça önemli role sahiptir. Genel olarak kabul edilen dentin dokusuna asit uygulama süresi 15 sn.' dir. 15 sn.' den fazla sürede asit uygulaması ile mineral doku daha fazla miktarda uzaklaşmasına, çok fazla sayıda kollajen fibrillerin açığa çıkmasına, reçine monomerin penetrasyonun tam olarak gerçekleşememesi ile nanosızıntı oluşumuna neden olmaktadır. Dentin yüzeyinin aşırı kurutulması da reçinenin penetrasyonu tam olarak gerçekleşmesini engellemekte ve bundan dolayı da zamana bağlı olarak poröz bir hibrit tabakası oluşmaktadır. *Etch&rinse* adeziv sistemlerin dentin dokusuna bağlanma mekanizması, temelde difüzyon esasına dayanır ve düşük viskozite özelliğe sahip olması dentin dokusuna difüzyonu açısından oldukça önemlidir. Bu sebeple kullanılan *etch&rinse* adeziv sistemin hangi jenerasyona ait olduğu farketmeksizin adeziv uygulanan dentin yüzeyi ıslak ve parlak görünmelidir. Tebeşirimsi, mat bölgeler var ise adeziv sistem tekrar uygulanmalıdır (G. 2012).

Self-etch adeziv sistemlerde *smear* tabakası *etch&rinse* adeziv sistemlerde olduğu gibi uzaklaştırılamamakta, asidik monomer infiltrasyonu ile modifiye edilerek hibrit tabakası içinde yer almaktadır. Oluşan hibrit tabakasının morfolojik özellikleri adeziv sistemin pH değerine göre farklılık göstermektedir. Zayıf asidik yapıdaki *self-etch* adeziv sistemler (pH≥2), *smear* tabakasını tamamen kaldıramazlar ve submikron boyutlarda, reçine uzantıları içermeyen oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar. Orta kuvvetli *self-etch* adezivler (pH≈1,5), dentin yüzeyinde oldukça sığ demineralizasyon oluşturarak *smear* tabakasını uzaklaştırırlar. Kısa reçine uzantıları ve yan duvarlarda oldukça sınırlı hibrit tabakası oluşmakta, hibrit tabakasının 1/3 tabanında çözülmemiş hidroksiapatitler yer almaktadır. Kuvvetli *self-etch* adeziv sistemlerde ise dentin kanalları ve kollajen fibriller açığa çıkmıştır, *etch&rinse* adeziv sistemlere benzer yapı gösteren 3-5 µm kalınlığında hibrit tabakası gözlenmektedir. Aşırı reçine uzantıları, dentin kanalları ve yan kanallarda hibridizasyon oluşmakta, hibrit tabakası daha kalın ve derin bir yapı göstermektedir (Van Meerbeek, Van Landuyt ve ark. 2005, Sarr, Kane ve ark. 2010) (Şekil 4.1).



Şekil 4.1: Self etch adeziv sistemlerde farklı pH değerlerine göre hibrit tabakası oluşumu(Van Meerbeek, Van Landuyt ve ark. 2005)

Hibridizasyonun devamlılığı adeziv sistemlere göre farklılık göstermektedir. Tek aşamalı *self-etch* adeziv sistemler fazla hidrofilik yapıda olup yüksek geçirgenlikte bir hibrit tabakası oluşturur. Polimerize olmuş adezivin geçirgenliği, dentinden su geçişine izin vererek adeziv ara yüzey boyunca hidrolitik bozulmaya neden olan su ağacı (water tree) görünümünde su kitlelerini oluşturur. Bu kitleler, hibrit tabakadan başlayan adeziv-kompozit ara yüzeyine ulaşan, adeziv ve hibrit tabakada suyun geçişine izin vererek nanosızıntı (nanoleakage) oluşumuna neden olur. İki aşamalı *etch&rinse* adeziv sistemler, orta derecede hidrofilik özellik ve geçirgen bir hibrit tabaka oluşturur ve ortalama düzeyde stabiliteye sahiptir. Bu tabaka, reaksiyona girmeyen monomerlerin serbestlenmesine, su emilimine ve reçine hidrolizine izin veren geçirgen bir membran gibi davranır. Üç aşamalı *etch&rinse* ve iki aşamalı *self-etch* sistemlerde (altın standart) hibrit tabaka ise, yüksek hidrofobik bağlanma ve düşük geçirgenlik göstermekte, uzun sürede yüksek stabiliteye sahiptir (Brenna 2012).

4.2.5. Universal adezivler

Günümüz adeziv sistemlerinin temel amacı; uygulama aşamalarının ve teknik hassasiyetin azaltılması ve klinik olarak uygulama süresinin kısaltılması gibi avantajlar sağlayarak bağlayıcı ajanın kullanımını kolaylaştırmaktır(Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003). Self-etch sistemler *etch&rinse* adezivler ile karşılaştırıldığında daha hızlı ve kolay uygulanabilirlik ve daha az post operatif hassasiyet ortaya çıkarması gibi avantajlara sahiptir (Perdigao, Geraldeli ve ark. 2003, Unemori, Matsuya ve ark. 2004).Daha çok e*tch&rinse* sistemlerde karşılaşılan post operatif hassasiyetin sebebi adeziv rezinin kollajen ağ içerisine tam olarak infiltre olmaması olabilir. Self-etch sistemler *smear* tabakasını yüzeyel olarak demineralize ederler ve hibrit tabaka içerisinde *smear* tabakası, kollajen, rezin ve mineral birleşir böylece *rezin taglerde* bir tıkaç görevi görerek post operatif hassasiyetin oluşumunu önleyebilirler. (Carvalho, Chersoni ve ark. 2005, Breschi,

Mazzoni ve ark. 2008, Hashimoto 2010, Peumans, De Munck ve ark. 2010). Ek olarak self etch sistemlerde bütün monomerlerin (asit, primer ve bağlayıcı ajan) ve uygulama basamaklarının tek şişede toplandığı "All-in-one" (tek aşamalı) sistemler uygulama işlemini daha da kolaylaştırmaktadır(Breschi, Mazzoni ve ark. 2008). Başlangıç bağlanma değerleri 20 MPa olarak gözlenen tek basamaklı self-etch sistemler, uzun dönem bağlanma değerleri bakımından altın standart olan 3 aşamalı *etch&rinse* adezivlere göre daha zayıf bağlanma değerleri göstermektedir (De Munck, Van Meerbeek ve ark. 2003, Frankenberger, Strobel ve ark. 2004, Breschi, Mazzoni ve ark. 2008, De Munck, Mine ve ark. 2012).

Son dönemlerde universal ya da multimod olarak adlandırılan tek şişeli self-etch adezivler üretilmiştir. Bu multimod adezivler self-etch olarak ve *etch&rinse* yöntemiyle kullanılabildiği için, hem self etch hem de *etch&rinse* sistemlerin avantajını bir arada bulundurmakta ve minenin selektif (seçici) olarak asitlenmesi tekniğinin uygulanmasına da olanak sağlamaktadır (Marchesi, Frassetto ve ark. 2014). Bütün yöntemlerle uygulanabilen adeziv sistemler, kavite preperasyonu sonrasında en uygun adezivin tercih edilebilmesine kolaylaştırmaktadır (Hanabusa, Mine ve ark. 2012).

Self-etch sistemlerin mine yüzeyinde gösterdiği etki, fosforik asite göre daha düşüktür, bu yüzden klink çalışmalarla da desteklenen mineye zayıf bağlanma ve mine kenarlarında ayrışmalar gözlenir. (Peumans, De Munck ve ark. 2010). Bu durumun önüne geçmek için *self-etch* adezivler uygulanmadan önce minenin selektif olarak asitlenmesi önerilmektedir (Frankenberger, Lohbauer ve ark. 2008, Erickson, Barkmeier ve ark. 2009). Yapılan bazı çalışmalara göre de zayıf asidik *self-etch* adezivler uugulanmadan önce minenin selektif olarak asitlenmesi iyi bir alternatif olarak kabul edilmektedir (Hanabusa, Mine ve ark. 2012) Ancak özellikle viskozitesi düşük asidik jeller veya sıvı asitler kullanıldığında klinik olarak asitleme alanını sadece mine bölgesiyle sınırlamak oldukça zordur. Ayrıca bazı hekimlerin minedeki

tebeşirimsi yapıyı görebilmek için mineyi aşırı kurutması dentinde kollajenlerin tam olarak rezin ile bağlanmasını önlemekte ve hidroliz sonucu degredasyona ve bağlanma dayanıklılığında azalmaya neden olmaktadır (Hashimoto, Ohno ve ark. 2000, Hashimoto, Ohno ve ark. 2002). Yapılan çalışmalarda, bazı *self-etch* adeziv sistemler asitlenmiş dentin yüzeyinde daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir (Torii, Itou ve ark. 2002, Proença, Polido ve ark. 2007). Bu komplikasyon ihtimalini ortadan kaldırmak için asitleme işlemi sonrasında universal bir adeziv sistemin uygulanmasının daha uygun olabileceği bildirilmiştir (Hanabusa, Mine ve ark. 2012, Perdigão, Sezinando ve ark. 2012).

4.3. Kompozit Rezinler

Geçen birkaç yıl içinde yeni materyal üretim teknikleri ve gelişen teknoloji, diş hekimleri için dental materyallerin güvenilirliğini ve öngörülebilirliğini önemli ölçüde arttırmıştır. Diş dokusu restorasyonunda kullanılan dental materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri diş yapılarına benzer olmalı, çiğneme kuvvetlerine dayanabilmeli, doğal mineye ve dentine benzer görünümde olmalı, dişin form, fonksiyon ve estetiğini geri kazandırabilmelidir (RM. 2011). Aynı zamanda, iyi biyouyumluluk (sistemik ve lokal), postoperatif ağrı ve hassasiyetin olmaması, çatlak ve kırıkları önleyerek diş yapısını koruması ve çürük önleyici özelliğinin olması gibi biyolojik özelliklere de sahip olmalıdır. Ayrıca iyi renk uyumu, optimum cilalanabilirlik, marjinal veya yüzey renkleşmesinin olmaması ve uzun dönemde iyi anatomik formun korunması gibi estetik gereklilikleri de karşılamalıdır (Ilie N 2011).

Kompozit rezinler 1950'li yılların sonunda geliştirildiklerinden beri restoratif diş hekimliğinde oldukça yaygın bir şekilde kullanılan materyallerdir. Kabul edilebilir estetik özelliklerinin yanında, sağlam diş dokusundan kaldırmadan diş yapısına direkt olarak bağlanabilirler (Schneider LF 2010).

4.3.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Kompozit, birbiri içinde çözünmeyen kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin fiziksel karışımı anlamına gelir. Kompozit rezin oluşturulurken amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır (Puckett AD 2007). Genel tanımıyla rezin kompozitler, bağlayıcı bir ajan tarafından sarılmış inorganik partiküllerin organik rezin bir matriks içindeki karışımıdır (Schneider LF 2010).

4.3.1.1. Organik matriks

Organik matriks, genellikle organik monomerler, foto başlatıcılar, polimerizasyon inhibitörleri, U.V stabilizatörler ve üreticiye göre değişen küçük miktarda ilave bileşenlerden oluşmaktadır. Monomerler akıcı durumda eklenirler ve materyalin klinik uygulanımı sırasında polimerizasyon işlemi ile rijit polimerlere dönüşürler (Asmussen ve Munksgaard 1988).

1962 yılında Bowen adlı araştırmacı glisidilmetrakrilat ve Bisfenol A epoksi kullanarak dental kompozitler için bir matriks sentez etmiştir. Bis-GMA denilen monomerin yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle polimerizasyon büzülme miktarı azdır ve mekanik özellikleri iyidir. Ancak yüksek vizkozitesi nedeniyle içine katılabilen doldurucu miktarını sınırlamaktadır. Sonraki çalışmalarda trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) vizkoziteyi azaltmak için seyreltici olarak kullanıldı ve bu monomer kombinasyonu günümüze kadar dental kompozitlerde en çok kullanılan matriks monomer kombinasyonu olmuştur (Puckett AD 2007, Schneider LF 2010). TEGDMA'nın düşük moleküler ağırlığı nedeniyle yüksek esnekliği, Bis-GMA' nın rijiditesini kompanse eder. Ancak TEGDMA'nın katılması negatif bir etki olarak rezin kompozitin büzülme miktarını ve su emilimini arttırır(Sideridou I 2003). 1974 yılında Foster ve Walker tarafından geliştirilen üretan dimetakrilat (UDMA), TEGDMA ile tek başına veya Bis-GMA ile ve/veya diğer monomerlerle birlikte kullanılabilir. Bu molekülün moleküler ağırlığı Bis-GMA'dan çok farklı olmasa da vizkozitesi oldukça düşüktür (Schneider LF 2010).

Monomer kimyasındaki ilk değişimler klinik olarak başarılı olan metakrilat- esaslı Bis-GMA VE UDMA'yı modifiye ederek monomerleri düşük viskoziteli olarak geliştirme yolunda olmuştur (N. 2007). Daha sonra, polimerizasyon büzülmesini veya büzülme stresini azaltmak için dimetakrilatlara eklenen spiro-ortokarbonatlar gibi halka-açılımlı monomerler, siloranlar gibi epoksi-esaslı rezinler ile birlikte dimer asit esaslı dimetakrilatlar, trisiklodekan (TCD) üretan ve organik olarak modifiye

seramikler (ormoser) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerler geliştirilmiştir(Ilie N 2011) (70). Son olarak, geleneksel metakrilat sistemlere dentin adeziv sistemlerde bulunan gliserolfosfat dimetakrilat (GPDM) gibi asidik monomerlerin eklendiği self-adeziv özellikli akışkan kompozit rezin piyasaya sürülmüştür (JL 2011).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu dalga boyu yaklaşık 465 nm olan görünür mavi ışıkla veya kimyasal olarak başlatılır (Sakaguchi ve Powers 2012). Tersiyer alifatik amin ajanı ile kombine olarak kullanılan ışıkla sertleşen kompozit rezinlerdeki alfa diketon (kamforokinon) veya kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerdeki aromatik tersiyer amin ile kombine kullanılan benzoil peroksit serbest radikal polimerizasyon başlangıç sistemleridir. Hızlandırıcı sistemler, başlatıcı üzerine etki gösterirler ve klinik olarak kabul edilebilir bir çalışma süresi sağlarlar. Hidrokinon monometil eter gibi stabilize edici ya da inhibe edici sistemler ürünün saklama ömrünü uzatırlar. 2- hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi 350 nm dalga boyunun altındaki U.V ışınlarını absorbe ediciler renk stabilitesi sağlar ve uzun dönemde renklenmeye neden olan başlangıç sistemindeki amin üzerine U.V ışınının etkilerini yok ederler (Garcia AH 2006). Dişe benzer görüntü sağlanması için kompozitlerin değişik renk tonları ve ışık geçirgenliğinin olması gerekmekte ve renk tonu farklı pigmentler ilave edilerek sağlanmaktadır. En çok kullanılan pigmentler demir oksitlerdir (Sakaguchi ve Powers 2012).

4.3.2.1. İnorganik doldurucular

Organik matrikse eklenen doldurucu partikülleri organik matriksin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği için organik matrikse mümkün olduğunca fazla miktarda doldurucu eklemek amaçlanır. Doldurucular termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopaklık sağlar, uygulamayı kolaylaştırır ve estetik özellikleri arttırır (Garcia AH 2006). Rezin kompozitlerde kullanılan doldurucuların toplam hacmi klinik uygulama amaçlarına ve organik matriks vizkozitesine göre değişir. Farklı ürünlerin doldurucu içerikleri farklı olabilir

(Schneider LF 2010). Kullanılan doldurucu partiküllerin kimyasal bileşimi, morfolojisi ve boyutları farklıdır. Başlıca doldurucular silikon dioksit, boron silikat ve lityum aluminyum silikatlardır. Birçok kompozit rezinde kuartz yerine baryum, stronsiyum, çinko, aluminyum veya zirkonyum gibi radyoopak ağır metal partikülleri mevcuttur (HH. 1999).

İnorganik doldurucularla ilgili çalışmalar doldurucu hacmi, partikül büyüklüğü, silanizasyon ve yeni partiküller geliştirme üzerine yapılmaktadır. Kompozit rezinlerin mekanik özellikleri doldurucu konsantrasyonu ve partikül büyüklüğüne oldukça bağlıdır. İnorganik doldurucu oranı arttıkça sıkışma direnci, sertlik, bükülme direnci, elastik modülüs artarken, polimerizasyon büzülmesi de azalmaktadır (Ikejima I 2003).

Nanoteknoloji, zirkonyum/silika veya nanosilika partiküllerinden yapılan 25 nm boyutunda nanopartiküller ve 75 nm buyutunda nanomer grupları (nanocluster) içeren yeni kompozit rezinlerin geliştirilmesini sağlamıştır(Geraldi S 2003). Partikül boyutları küçüldükçe restorasyonun mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği artar, polimerizasyon büzülmesi azalır, marjinal sızıntı, renk değişimi, bakteriyel penetrasyon ve olası postoperatif hassasiyete neden olan mine kenarlarında çatlak oluşumu azalır. Diğer taraftan partikül büyüklüğünün görünür ışığın dalga boyundan küçük olması kompozit rezinin optik özelliklerini arttırır. Sonuç olarak üreticiler nanokompozitlerin hem anterior hem de posterior bölgede kullanımını önermektedirler (Garcia AH 2006).

4.3.1.3. Ara faz (bağlayıcı ajan)

Organik matriks ile inorganik doldurucular arasında kimyasal bir bağlanma olmadığından bu iki yapı arasında bağlanmayı sağlamak için bağlayıcı ajan kullanılmaktadır (Schneider LF 2010).

Silan bağlayıcı ajanı, doldurucu partiküller ve rezin matriks arasında adezyonu

güçlendirir. Ayrıca hidrolitik stabiliteyi arttırır. Rezin kompozitlerde organofonksiyonel silan (ɣ-metakriloksipropiltrimetoksilan) en çok kullanılan ajandır. Silan kullanımı, bir kompozit karışım oluşturmak için inorganik partiküllerin organik faz ile ıslanabilirliğini arttırır. Doldurucu partikülleri ve silan arasında siloksan bağları oluşurken, silanın organofonksiyonel grupları ve rezin matriksin reaktif grupları arasında kovalent bağ oluşur (Halvorson RH 2003, Schneider LF 2010).

4.3.2. Kompozit rezinlerin sınıflaması

Kompozit rezinleri tanımlamak için önerilen çok sayıda sınıflama sistemi mevcuttur. En fazla kullanılan sınıflama sistemi doldurucu partikül büyüklüğünü esas alır. Kompozit rezinler geliştikçe en iyi mekanik ve estetik özellikleri elde etmek için partikül büyüklüğü ve dağılımı değişmiştir (Puckett AD 2007).

4.3.2.1. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre sınıflama

4.3.2.1.A. Megafil kompozit rezinler

Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu partiküller genel olarak 50-100 μm büyüklüğündedir. Okluzal temas yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve insert diye adlandırılan cam partiküller de mega doldurucu partiküller olarak değerlendirilir (Dayangaç 2000).

4.3.2.1.B. Makrofil kompozit rezinler

Doldurucu partiküller 1-10 μm büyüklüğündeyse midifil, 10-100 μm büyüküğündeyse makrofil adını alır. Ortalama partikül büyüklüğü 1 μm'den fazladır ve genellikle partikül büyüklüğü 50 μm veya daha fazladır (JL 2011) . Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık % 70-80'dir. Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005). Büyük partiküller

materyalin aşınma eğilimini arttırırlar. Rezin matriksin aşınması sonucu açığa çıkan doldurucu partikülleri yüzey pürüzlülüğünü arttırır. Makrofil kompozitlerin cilalanması zor ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi imkansızdır (Ardu, Braut ve ark. 2010).

4.3.2.1.C. Minifil kompozit rezinler

Submikron veya mikrofine partiküllü kompozitler de denilen bu tip kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1.0 μm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır (Burgess, Walker ve ark. 2002). Partiküllerin organik polimer matriks içerisinde serbestçe dağılabilir olması, partikül miktarını arttırmış ve partikül yüzdesi ağırlıkça % 75-85'e ulaşmıştır. Minifil kompozitlerde inorganik doldurucular; kuartzdan daha kırılgan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kuartz yerine bu tür partiküllerin kullanılması ile aşınmaya karşı direnç arttırılmış ve kompozite radyoopasite kazandırılmıştır. Estetik özellikleri kabul edilebilir düzeydedir fakat çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır (Garcia AH 2006, Roberson TM 2006).

4.3.2.1.D. Mikrofil kompozit rezinler

Doldurucular, büyüklüğü 0,01-0,1 μm arasında olan kolloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle makrofil kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey elde edilir ve bitirme ve polisaj işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir (Roberson TM 2006). Ancak mikrofil kompozitlerin bazı dezavantajları da vardır. Doldurucu partiküllerinin küçük boyutundan dolayı doldurucu içeriği oldukça düşüktür (% 35-60). Düşük doldurucu içeriği dolayısıyla elastik modülüs ve kırılma direnci düşük, kırılma eğilimleri yüksektir. Ayrıca renk stabiliteleri iyi değildir. Bu materyallerin yüksek rezin içeriği nedeniyle devamlı su absorbsiyonu hem fiziksel özellikleri hem de renk stabilitesini olumsuz etkiler (Roeters, Shortall ve ark. 2005, Ardu, Braut ve ark. 2010). Düşük kırılma direnci ve potansiyel marjinal yıkımdan dolayı mikrofil kompozitlerin Sınıf

II ve geniş Sınıf I restorasyonlar gibi posterior stres taşıyan alanlarda kullanımı kontraendikedir. Sınıf V restorasyonlar, stres taşımayan Sınıf III restorasyonlar ve küçük Sınıf I restorasyonlarda kullanılabilirler (Puckett AD 2007).

4.3.2.1.E. Hibrit kompozit rezinler

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin büyük çoğunluğu genel olarak hibrit kompozit rezinler olarak sınıflandırılır. Bu geniş kategori geleneksel hibrit, mikro ve nanohibrit kompozitleri içerir. Hibrit ismi, submikron inorganik partiküller (.04 μm) ile küçük partiküller (1-4 μm) içeren rezin kompozitlerin karışımını ifade eder. Çeşitli büyüklükte doldurucu partiküllerin bileşimi materyalin aşınma ve kırılma direnci ve cilalanabilme özelliğini arttırır ve materyalin hem anterior hem de posterior bölgede kullanımını mümkün kılar (Puckett AD 2007). İnorganik doldurucu içeriği hacimce % 50-70'dir(Roeters, Shortall ve ark. 2005).

Mikrohibrit kompozitlerde borosilikat cam, lityum veya baryum aluminyum, silikat cam, stronsiyum veya çinko cam gibi camlar ile kuartz veya seramik materyalin birlikte öğütülmesiyle elde edilen 0.04-1 μm boyutundaki partiküller, mikrofine silika partikülleriyle karıştırılmıştır. Doldurucu partiküllerin dağılımı, yüksek oranlarda doldurucu eklenebilmesini mümkün kılarken klinik olarak uygulanımı da kolaylaştırmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Piyasada nanopartiküller ile diğer mikrometrik partikülleri içeren nanokompozitlerin öncülü olarak kabul edilen nanohibrit kompozitler de mevcuttur. Nanohibrit kompozitler cam partikülleri ile kolloidal silika ve nanodoldurucuları içermektedir (De Andrade, Duarte ve ark. 2011). Üreticilerin çoğu mikrohibrit kompozitlerin formülasyonunu modifiye ederek daha fazla nanopartikül ve mikrofil kompozitlerde bulunan prepolimerize rezin doldurucu miktarı ilave ederek nanohibrit kompozitler üretmişlerdir (JL 2011).

4.3.2.1.F. Nanofil kompozit rezinler

Nanokompzitlerin inorganik doldurucu kısmı nanomer ve nanomer grupları içeren iki bölümden oluşur. Nanomerler, kompozit organik matriksinde ayrı ayrı bulunan 25-75 nm boyutları arasında değişen tek partikülleri ifade eder. Nanomerlerin daha küçük hacimli partiküller olması sebebi ile partiküllerin organik matriks ile olan temas yüzeyi artmaktadır ve sayıca artan partikül oranı, organik- inorganik faz arasındaki bağlanma kuvvetinin artmasını sağlamaktadır. Bu amaçla nanomerlere ayrıca ön hazırlık işlemleri uygulanmaktadır. Nanomer grupları ise 50 nm'den küçük gevşek bağlı nanomerlerin organik matriksin içerisine katılmasıyla elde edilir. Yapı içerisinde silika ve zirkonyum partikülleri vardır. Bu nanomer grupları, restorasyona gelen basınçlar karşısında tek büyük partikül yapısı gibi direnç gösterir ve yapıyı güçlendirir. Nanomer ve nanomer grupları, yapı içerisinde birlikte yer alarak ağırlıkça % 72-87 oranında doldurucu içeren kompozit rezinler üretilebilir (Ure ve Harris 2003).

Nanokompozitlerin doldurucu partiküllerinin boyutu görünür ışığın dalga boyundan (0.4-0.8 μm) daha küçüktür bu durum materyalin optik özelliklerini geliştirir (Beun, Glorieux ve ark. 2007). Nanokompozitler yüksek translusentlik ve cilalanabilme özellikleriyle mikrofil kompozitlere benzerken fiziksel özellikleri ve aşınma direnci bakımından hibrit kompozitlere benzemektedir. Bu nedenle üreticiler nanokompozitlerin hem anterior hem de posterior bölgede kullanımını önermektedir (De Andrade, Duarte ve ark. 2011). Ancak nanokompozitlerdeki dolduruculaın yüksek yüzey alanı / hacim oranı materyalin su alımını arttırarak doldurucu/matriks arayüzünde yıkıma neden olur ve mekanik özellikleri olumsuz etkiler(Curtis, Shortall ve ark. 2008).

Şekil 4.2: Kompozitlerin inorganik partikül büyüklük ve yüzdelerine göre

Kompozit rezin	Partikül büyüklüğü	Partikül yüzdesi (ağırlıkça)
Megafil	50-100 µm	Değişen miktarlarda
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0.1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.05-0.01 µm	%75-87

4.3.2.2. Viskozitelerine göre sınıflama

4.3.2.2.A. Kondanse olabilen (*Packable*) kompozit rezinler

Bu kompozitler, estetik özellikleri yanında amalgama benzer işlenebilme özellikleriyle amalgama alternatif olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Bu materyaller ile geleneksel hibrit kompozitlerden daha kolay proksimal kontak oluşturulabileceği düşünülmüştür. Kondanse olabilen kompozitlerin viskoziteleri yüksektir ve diğer kompozit rezinlerden daha az yapışkandırlar. Viskozite artışı partikül sayısının arttırılmasıyla değil, partiküllerin şekil, boyut ve dağılımında yapılan değişiklikler ve fiberlerin eklenmesiyle sağlanmıştır (Puckett AD 2007, Curtis, Shortall ve ark. 2008). Packable kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel hibrit kompozitlerden daha üstün değildir (Choi, Ferracane ve ark. 2000). Ayrıca yüksek vizkozitelerinden dolayı küçük okluzal kavitelere uygulanmaları zordur. Uygulanımları sırasında kavite duvarlarında ve kompozit tabakaları arasında boşluklar oluşabilir. Kavite duvarlarına adaptasyonu arttırmak için akışkan kompozit rezinlerle kullanılmaları önerilmektedir (Roeters, Shortall ve ark. 2005).

4.3.2.2.B. Akışkan kompozit rezinler

Akışkan kompozit rezinler, geleneksel hibrit kompozit rezinlerle aynı doldurucu partikülleri içerirler ancak doldurucu partiküllerin miktarı geleneksel hibrit kompozit rezinlerden % 20-30 oranında daha azdır. Ayrıca TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin miktarı arttırılmıştır (JL 2011). Sonuç olarak, akışkan kompozitlerin viskozitesi ve elastisite modül değerleri düşüktür. Dar bir uygulama ucu olan bir şırınga sistemi ile kolayca uygulanabilirler. Düşük viskoziteleri nedeniyle kavite duvarlarını ıslatabilme özellikleri ve adaptasyonları iyidir. Bu nedenle akışkan kompozitler fissür örtücü olarak, küçük kavitelerin restorasyonunda ve kavite liner olarak kullanılırlar (Cadenaro, Marchesi ve ark. 2009, Lee, Min ve ark. 2010). Elastik modülüsleri düşük olduğu için servikal abfraksiyon lezyon restorasyonunda da kullanılabilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Doldurucu partikül oranının azaltılması ve Bis-GMA ve UDMA gibi viskoz monomerlerin yerine TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin kullanılması materyalin ağır yükler altında deformasyona karşı direncini azaltır. Bu nedenle akışkan kompozitlerin stres taşıyan kavitelerde kullanılması uygun değildir (STEPHEN 1998). Geleneksel kompozitlerin altında kavite liner kullanıldıklarında mikrosızıntıyı, polimerizasyon büzülmesi streslerini ve tüberkül deformasyonunu azaltmaları amaçlanır (Cadenaro, Marchesi ve ark. 2009, van Dijken ve Pallesen 2011).

Akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi adeziv arayüzü boyunca stres oluşumu potansiyelini arttıracak şekilde yüksektir. Ancak düşük elastisite modül değerleri oluşan stresi kompanse edebilir (Cara, Fleming ve ark. 2007). Çok ince bir tabaka olarak uygulandığında kullanılan materyalin hacmi az olduğundan polimerizasyon büzülmesinin de az olması beklenir(Ikeda, Otsuki ve ark. 2009). Akışkan kompozitler, yüksek elastisite modül değerli geleneksel kompozit rezinlerin altında bir ara tabaka olarak kullanıldıklarında elastik bir tabaka olarak davranıp oluşan stresi absorbe edebilmektedirler (Cadenaro, Marchesi ve ark. 2009). Akışkan kompozitlerin Sınıf II restorasyonlarda nanofil veya kondanse olabilen kompozit rezinlerle birlikte kullanıldıklarında mikrosızıntıyı azalttıkları gösterilmiştir (Sadeghi ve Lynch 2009).

Son yıllarda doldurucu içeriği arttırılmış akışkan kompozitler üretilmiştir. Üreticiler tarafından bu kompozitlerin daha geniş veya daha derin kavitelerde geleneksel kompozitlere benzer şekilde daha kalın bir tabaka halinde kullanımları önerilmektedir (Ikeda, Otsuki ve ark. 2009). Ayrıca nano doldurucu partikülleri içeren akışkan kompozit rezinler ve self-adeziv özellikli akışkan kompozit rezinler de mevcuttur (Sakaguchi ve Powers 2012).

4.3.2.3. Matriks tipine göre sınıflama

Günümüzde piyasada 4 çeşit kompozit rezin materyal matriksi bulunmaktadır. Bunlar güncel sınıflandırmaya göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır (Ardu ve ark, 2010).

4.3.2.3.A. Metakrilat bazlı kompozitler

Metakrilat rezinlerin kompozit materyallerde en sık kullanılan matriks tipi olduğu bilinmektedir (Ardu, Braut ve ark. 2010).

4.3.2.3.B. Kompomer bazlı kompozitler

Kompomerler karboksil grubu içeren, dimetakrilat monomerleri ve CİS'lerdekine benzer iyon salan cam doldurucular dan meydana gelmektedirler (Ardu, Braut ve ark. 2010).

4.3.2.3.C. Ormoser bazlı kompozitler

Adını "Organik olarak değiştirilmiş seramik" teknolojisinin baş harflernin kısaltılmasından alan Ormoserler (Cunha, Alonso ve ark. 2003), inorganik doldurucu partiküllere ek olarak organik-inorganik kopolimerler içerirler. Bunlar birbirlerine çapraz bağlarla bağlanmış 3 boyutlu kopolimerler olarak tanımlanırlar. İçerisinde polimerize edilmiş partiküller bulunan bu materyaller, ışıkla polimerize edilmeden önce bile polimerize bir yapıya sahiptir. İçerisinde bulunan dolduru partiküllerin büyüklüğü ortalama 1-1,5 µm büyüklüğündedir (Manhart, Kunzelmann ve ark. 2000). Ağırlıkça %77-78, hacimce %61 doldurucu partikül içerirler. Düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci gibi mekanik özelliklere sahip olan bu materyaller ayrı geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan sorunların üstesinden gelmek amacıyla üretilmiştir (Hickel, Dasch ve ark. 1998) .

4.3.2.3.D. Siloran bazlı kompozitler

Siloksan ve oksiran moleküllerinin kombinasyonu ile üretilen ve yüksek hidrofobik özellikler sergileyen bir organik matrikse sahip oldukları bilinmektedir. Diğer kompozit rezinlere oranla daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi gösterdikleri bildirilmiştir (Ardu, Braut ve ark. 2010).

4.3.3. Bulk Fill kompozitler

Kompozit rezinler kaviteye inkremental (tabakalı) ve bulk (kütlesel) teknikle uygulanabilmektedir. kompozit rezinlerin en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilip en az 400 mW/cm2 yoğunluğundaki ışık ile 20-60 sn polimerize edilmesi gerektiği standart olarak kabul edilmektedir. Derin kavitelerde tabakalı tekniğin uygulamasında 2 mm kalınlığında kompozit rezin yerleştirilip ışık ile polimerize edilmekte, ardından 2 mm'lik tabakalar aynı teknikle ilave edilerek restorasyon bitirilmektedir. Kompozit rezin kaviteye 2 mm'den daha kalın bir tabaka halinde yerleştirildiğinde üst yüzeyden uygulanan ışık, kompozit rezinin alt yüzeyine doğru yaklaştıkça etkisini yitirmesine ve tam olarak polimerizasyonun gerçekleşmemesine neden olmaktadır. Tam olarak polimerizasyonu gerçekleşmeyen restoratif materyalde; fraktür, sızıntı, sekonder çürük oluşumu gibi klinik başarısızlıklar ortaya çıkmaktadır (JM 2002, O'Brien 2002, B 2004). Tabakalı tekniğin zaman alıcı olması araştırmacıları daha derin kavitelere tek seferde uygulanabilen kompozit rezinleri bulmaya yöneltmiştir. Bu amaçla üretilen kompozit rezinlerin 4-6 mm derinliğindeki kavitelere tek seferde kütlesel yerleştirilebileceği ve yeterli polimerizasyonun gerçekleştirilebileceği iddia edilmektedir.

Kompozitin adı aynı zamanda tekniğin adını oluşturmaktadır. Tek tabakalı olarak uygulanması çalışma süresini kısaltma ve hasta konforunu artırma gibi avantajlar sağlar (Lazarchik, Hammond ve ark. 2007, El-Safty, Silikas ve ark. 2012). İnorganik

yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri radyoopasitesini artırır. Sahip olduğu translüsentlik ışın cihazının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlar ve bu sayede 4 mm kalınlığında uygulanabilmesine imkan verir. Mineye benzer bir şeffaflık vermesiyle estetik üstünlük sağlar (Dayangaç 2000, Lazarchik, Hammond ve ark. 2007, El-Safty, Silikas ve ark. 2012).

Bulk fill kompozitin akışkan kaide materyali kullanmadan pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapısıyla kavite tabanında ve duvarlarında yüksek marjinal adaptasyon sağladığı ifade edilmektedir. Düşük polimerizasyon büzülmesi ve yeterli marjinal bütünlük sağlaması nedeniyle dişin deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük ihtimalini düşürdüğü tespit edilmiştir (Vasquez 2012).

Bulk fill kompozitler elastik modülü ve mikrosertlik değerlerine göre mikrohibrit ve nanohibrit kompozitler arasında sınıflandırılabilirler (Ilie, Bucuta ve ark. 2013). Bucata ve İlie (Bucuta ve Ilie 2014) bulk fill kompozitleri yüksek ve düşük vizkozitleri bulk fill kompozitler olmak üzere iki kategoriye ayırmıştır. İlk olarak üretilen bulk-fill kompozit, Surefil SDR flow (Dentsply)'dur ve daha sonra Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), X-tra base (Voco) ve Filtek Bulk Fill (3M ESPE) akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür ancak bu kompozitlerin geleneksel rezin esaslı kompozitler ile üzerlerinin kapatılması gerekmektedir. Bunun yanında SonicFill (Kerr), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) ve X-tra fil (Voco) daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler ve üzerlerinin geleneksel bir kompozit rezin ile kapatılmasına gerek yoktur(Ilie, Bucuta ve ark. 2013). Ayrıca bulk fill materyallerin yoğun talep görmesi nedeniyle üreticiler tarafından güncel yeni materyaller de üretilmektedir.

Piyasada kütlesel yerleştirilebilen; Tetric Evoceram Bulk Fill, Tetric N-ceram Bulk, Tetric N-ceram Bulk flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), SonicFill

2, Sonic Fill 3 (Kerr, Orange, CA, ABD), Admira fusion X-tra Base, Admira Fusion X-tra, GrandioSo (VOCO GmbH, CUXhaven, Almanya), Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer, Dübenderf, Germany), Estelite Bulk fill flow (Tokuyama, Japonya), Filtek TM Bulk Fill, Filtek One (3M/ESPE, St Paul, MN, ABD), Surefil SDR flow (Dentsply, Caulk, ABD), Beautiful Bulk Restorative, Beautifil Bulk flow (Shofu Dental Corporation, ABD), Fill-Up Dual cure (Coltene, İsviçre), Bisco reveal (Bisco, ABD) isimli kompozit rezinler bulunmaktadır.

4.4. Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal bağlanması ile polimer oluşur. Tüm bu isleme polimerizasyon denir. Kompozitin sertleşmesi ile oluşan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak veya ışıkla başlatılır (R.G 1989, J.F 1999). Kompozit rezinlerin bütün yapı olarak fiziksel özelliklerini etkileyen önemli faktörlerden biri, monomer değişim seviyeleridir (Pearson ve Longman 1989, Sideridou, Tserki ve ark. 2002). Bis-GMA bazlı kompozit materyallerinin monomer dönüşüm derecesini değerlendirmek için, Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) tekniği kullanılır. Kompozit yapıdaki polimerizasyon öncesi ve sonrası karbon bağları arasındaki farkların oransal olarak hesaplanmasıyla kompozitin dönüşüm derecesi belirlenir (NOMOTO, UCHIDA ve ark. 1994, Roeder, Tate ve ark. 2000). Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi mekanik sonuçlar alınır. Reaksiyona girmeyen çift karbon bağları, ya serbest radikaller olarak kalırlar ya da monomer zincirine pandantif olarak katılırlar (Sideridou, Tserki ve ark. 2002). Artık monomerler, polimerize olan materyalden salınıp yumuşak dokuları irrite edebilirler(Hansel, Leyhausen ve ark. 1998, Sideridou, Tserki ve ark. 2002). Kompozit yapının içinde kalan monomerler ise, zamanla yapının oksidasyonla birlikte renk değiştirmesine ve yapısal özelliklerinin bozulmasına neden olabilir (Vankerckhoven, Lambrechts ve ark. 1982,

Tanaka, Taira ve ark. 1991). Kompozit materyallerin son dönüşüm dereceleri dimetakrilat monomerin kimyasal yapısına, sıcaklık, ışık cihazının gücü, foto aktivator miktarı gibi polimerizasyon şartlarına bağlıdır (R.W 1982).

Işıkla sertleşen kompozitlerin tam olarak polimerize olma sureleri viskozitelerindeki farklılıklar nedeniyle ölçülemez. Foto polimerizasyonun başlatılmasından sonra polimerizasyonun yaklaşık olarak % 75'i ilk 10 dakikada gerçekleşir. Foto polimerizasyondan 24 saat sonra bile, polimerizasyonun halen devam ettiği bildirilmiştir (R.G 1989). Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezin monomerler, polimerize olurken dört farklı reaksiyon meydana gelir. Bunlar aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır. Aktivasyon işleminde, polimerizasyonu başlatacak serbest radikaller meydana gelir. Başlangıç safhasında, serbest radikaller monomerlerle reaksiyona girerek polimer zinciri oluştururlar. Çoğalma sırasında ise, zincire yeni monomerler katılır. Sonlandırma reaksiyonunda ise, ortamdaki monomer miktarının azalması gibi nedenler dolayısıyla reaksiyonun bitmesi gerçekleşir (Roberson.T.M. 2001). Kompozit materyallerinin polimerizasyonu sırasında, işlemi kompleks hale getiren birçok fenomen oluşmaktadır. Bunlar kendiliğinden hızlanma, kendiliğinden yavaşlama, reaksiyonun difüzyon hızından etkilenen sonlandırma sureci, mikro jeller , mikro bölgeler gibi heterojen yapıların ve sınırlayıcı fonksiyonel grupların oluşması gibi durumlardır. Polimerizasyonun başlangıcında monomerler pandantif gruplar içeren zincirler oluştururlar. Bu safhadan sonra zincir kendi içerisindeki pandantif grubun reaktif tarafı ile reaksiyona girerek, birinci dönüşüm alanlarını, ikincil donuşum alanlarını (çoklu çapraz bağlar) veya başka bir molekülün reaktif kanadı ile reaksiyona girerek çapraz bağları meydana getirir (Elliott, Lovell ve ark. 2001, Obici, Sinhoreti ve ark. 2004).

Molekülün kendi yapısındaki pandantif grupla reaksiyona girerek zinciri tamamlaması ile yapıda heterojen karakterli mikro jeller oluşur. Bu yapı

gerçekleştiğinde, monomerin polimere dönüşüm derecesi yükselir ancak çapraz bağ oluşma özelliği azaldığı için total yapının mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkilenir. Bunun sebebi de mikro jeller içerisinde reaksiyona girmeden kalan pandantif çift karbon bağlarıdır (Andrzejewska 2001, Elliott, Lovell ve ark. 2001).

Elliot ve ark. monomerlerin polimerizasyon sırasında kinetik davranışlarını inceledikleri çalışmalarında, TEGDMA monomerinin daha esnek bir yapısı olmasından dolayı, Bis-GMA'ya göre daha fazla birincil dönüşüm alanları oluşturduklarını belirtmiştir.

Foto polimerizasyonun başlangıç safhasında, zincir yapıların oluşmaya başlaması ile makro moleküllerin hareket kabiliyeti azalır, bu aşamada kendiliğinden hızlanma meydana gelir ve polimerizasyon oranı artarak yüksek miktarda bir dönüşüm oluşur. Hızlı polimerizasyonu, kendiliğinden hızlanmanın sonlanması ile birlikte yavaş bir dönüşüm derecesinde maksimum seviyeye kadar gelen bir polimerizasyon zinciri takip eder (Obici, Sinhoreti ve ark. 2004, Obici, Sinhoreti ve ark. 2005). Bu durumda reaksiyona girmemiş monomer miktarı azalmıştır ve yüksek viskozite kazanmış materyal içinde monomerin reaktif polimerizasyon alanlarına difüzyonu yavaşlamıştır (Andrzejewska 2001). Aktivasyon ve başlangıç safhaları 1 saniyenin altında zamanlarda oluşmaktadır. Gerçeklesen ilk çoğalma reaksiyonları ise saniyede 100.000 den 1.000.000'a kadar değişmektedir. Polimerizasyon derecesinde jel safhada meydana gelen azalmalar monomer miktarının azalmasına, monomer difüzyon zorluğuna, foto başlatıcıların katılaşan ortamda efektif olmamasına bağlı olabilir. Daha ileriki donuşum seviyelerinde, çoğalma ve sonlanma reaksiyonları sonucunda oluşacak olan son donusum derecesi ortamdaki polimerize olmamış monomer veya reaktif gruba bağlı olmaktan çok ortamın difüzyon limitlerinden etkilenmektedir (Andrzejewska 2001, Elliott, Lovell ve ark. 2001). Bu durumda polimerizasyon miktarı oldukça azalmış bir hızda devam eder (Obici, Sinhoreti ve ark. 2005). Lovell ve ark. Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin polimerizasyon

kinetiği üzerine etkilerinin inceledikleri çalışmada, Bis-GMA oranının, total monomer oranının ağırlıkça % 50-75 arasında olduğu durumlarda viskozitesinden kaynaklanan olumsuz etkilerinin engellendiğini ve total polimerizasyon derecesinin yeterli dereceye gelebildiğini belirtmişlerdir. Difüzyon limitlerinin polimerizasyon sırasında dominant olduğu sonlandırma reaksiyonlarında, Bis-GMA ve TEGDMA oranının büyük önem taşıdığını vurgulamışlardır.

4.4.1. Polimerizasyon Büzülmesi

Işıkla polimerizasyon yönteminde, foto aktivasyon için belli miktarda enerji gereklidir. Monomerin değişim derecesi buna bağlıdır. Bu enerjinin materyale dağılımı da önemlidir. Sistemin özellikleri; monomer değişimi, polimerizasyon büzülmesi, ışık gücü ve ışıklama suresi gibi foto aktivasyon parametreleriyle değişebilir (Rueggeberg, Caughman ve ark. 1994). Bunlara ek olarak kavite konfigürasyonu, kompozit materyali kaviteye uygulama tekniği (Knezevic, Demoli ve ark. 2005) ve kompozit materyalinin rengi (Silikas, Eliades ve ark. 2000) de polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler içinde sayılabilir. Partikül miktarı fazla olan kompozitlerin elastik modülü yüksek olduğu için büzülme miktarı azalmıştır (Dayangaç 2000).

Polimerizasyon esnasında meydana gelen kondensasyon ve ilave reaksiyon sonucu, bir miktar büzülme meydana gelir, çünkü meydana gelen yeni molekül iki monomerden daha az yer işgal eder. Polimerizasyon sırasında bu tip yüzlerce olay meydana geldiği için toplam büzülme miktarı oldukça fazla olabilir (J.F 1999). Kompozit materyal polimerize olurken donusum derecesi %10 ila % 20 arasına geldiğinde, oluşan zincir jel haline gelmeye baslar. Jelleşme reaksiyonundan sonra gerçekleşmeye başlayan büzülme, materyal içerisinden çok bonding sistemiyle kontakta olduğu bölgelerde stres kuvvetleri oluşturur (Roberson.T.M. 2001, Knezevic, Demoli ve ark. 2005).

Knezevic ve ark. (Knezevic, Demoli ve ark. 2005) kompozit materyallerinin farklı ışık uygulanması durumunda polimerizasyon büzülme kinetiklerindeki değişikliği inceledikleri çalışmada, kompozitin jel safhasına geçmeden önceki polimerizasyon büzülmesi karşısında genleşme göstererek bu durumu kompanse etmeye çalıştıklarını göstermiştir.

Silikas ve ark. (Silikas, Eliades ve ark. 2000) monomer değişim seviyesi ve bunun polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, monomerlerin jelleşme göstermeden önce daha düşük ışık yoğunluğunda polimerizasyona tabi tutularak, jelleşme öncesi safhanın uzatılması ile polimerizasyon büzülmesinin azaltılabileceğini göstermişlerdir. Doldurucu partikül içermeyen akrilik rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri % 5.2 civarındadır. Bu materyallere %50 oranında inorganik materyal eklenmesi ve yüksek moleküler ağırlığa sahip Bis-GMA monomerlerin kullanılması, polimerizasyon büzülmesini % 1-1.7 oranlarına düşürür (R.G 1989). Bis-GMA monomerindeki karbon-karbon bağları aynı miktar metilmetakrilattan daha seyrek görülür. Bazı metakrilatlarda ve uretanakrilatlarda iki terminal reaktif grup çift bağı arasındaki mesafe oldukça fazladır, bu nedenle çift bağlar daha seyreltik durumdadır ve bu durumda büzülme büyük oranda azalır (J.F 1999).

Polimerizasyon sırasındaki donusum değerleri incelendiğinde ise, Bis-GMA monomerinden kaynaklanan pandantif grupların TEGDMA gibi düşük viskoziteli monomerlerden daha az donusum döngüsüne girdiği görülmüştür (Elliott, Lovell ve ark. 2001). Daha fazla donusum döngüsüne giren TEGDMA seyreltici monomeri, bu sebeple polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Seyreltici maddelere gereksinim duymayan yüksek molekül ağırlıklı uretandimetakrilat monomerlerinin büzülme miktarı düşüktür (J.F 1999).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için, monomer kimyasında yapılan çalışmalar halen araştırmacıların en önemli konularından biri halindedir. Palin ve ark. (Palin, Fleming ve ark. 2003) konvansiyonel, Bis-EMA içeren bir kompozit ve oksiran içeren deneysel bir kompozitin polimerizasyon şartlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, monomerlerin farklı polimerizasyon kinetiklerini ortaya koymuşlar ve Bis-EMA monomerinin ve oksiran içeren kompozitlerin polimerizasyon büzülmesininim konvansiyonel kompozitten daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

4.4.2. Polimerizasyon büzülme stresini etkileyen faktörler

Polimerizasyon büzülme stresi, kompozit rezinin kimyasal bileşimi (organik matriks), doldurucu partiküllerin şekil, boyut ve içeriği gibi materyale bağlı veya kavite konfigürasyonu, kompozit rezini kaviteye uygulama tekniği, stres absorbe edici ara tabakanın uygulanması ve farklı ışık uygulama tekniklerinin uygulanması gibi klinik koşullara bağlı olarak çeşitli faktörlerden etkilenir (Ilie, Kunzelmann ve ark. 2006)

4.4.2.1. Kompozit rezinin yapısına bağlı faktörler

Monomer çeşidi, oranı, reaksiyon başatıcıları ve inhibitörleriyle birlikte doldurucu miktarı kompozit rezinin elastisite modülünü ve polimerizasyon büzülmesini etkiler. Hacimsel büzülme doldurucu oranıyla ters orantılıyken elastisite modülü ile doğru orantılıdır. Doldurucunun arttırılmasıyla polimerize olan monomer miktarı azalır ve dolayısıyla polimerizasyon büzülmesi azalır. Ancak artan doldurucu içeriği hacimsel büzülmeyi azaltırken elastik modülünü arttırır (Sadeghi ve Lynch 2009). Sonuç olarak oluşan stres de artar. Organik matriks/doldurucu oranının stres oluşumunda etkisi büyüktür. Artan polimerizasyon büzülmesi ve elastik modül kompozit rezinde ve bağlanma yüzeyinde oluşan büzülme stresini arttırır (Schneider LF 2010).

Monomer çeşidi büzülme stesinini önemli derecede etkiler. Katyonik halka açılımı süreciyle polimerize olan siloran ve oksiran monomerler dimetakrilat rezinlerden

daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Oksiranın yavaş polimerizasyonu da oluşan stres miktarını azaltmada etkilidir (Ferracane 2005). Yüksek moleküler ağırlıktaki monomerlerin daha az büzülme değerleri olduğu gösterilmiştir (Burgess, Walker ve ark. 2002). Bu nedenle moleküler ağırlığı yüksek olan kompozitlerin geliştirilmesiyle ilgili olarak yapılan çalışmalarda modifiye üretan dimetakrilat rezin, üretan monomer, dimer asit monomerlerinin Bis-GMA ve UDMA'ya göre daha az polimerizasyon büzülmesi sergiledikleri gösterilmiştir (Marshall, Bayne ve ark. 2010). Düşük moleküler ağırlıkları nedeniyle TEGDMA gibi seyreltici monomerler polimerizasyon büzülmesini arttırır. Seyreltici monomerlerin arttırılmasıyla kompozit rezinin viskozitesinin ve sertliğinin azaltılması polimerizasyon büzülme stresini kompanse etmeye yeterli olmaz (Braga, Ballester ve ark. 2005). Polimerizasyon hızı da stres oluşmunda etkilidir. Doldurucu içeriği aynı olan iki kompozit rezinden kimyasal yolla sertleşen kompozitte polimerizasyon hızı daha yavaş olduğundan daha düşük polimerizasyon büzülme stresleri oluştuğu gösterilmiştir (Ferracane 2005).

4.4.2.2. Klinik koşullara bağlı faktörler

4.4.2.2.A. Polimerizasyon hızı

Kompozit rezinlerin oluşturduğu büzülme stresi polimerizasyon hızına da bağlıdır. İnhibitor seviyesi fazla olan deneysel kompozitlerde büzülme stresi ve stres oluşum hızında azalma olduğu gösterilmiştir. Ayrıca artan ışık aktivasyon süresinin yüksek büzülme stresi oluşturduğu onaylanmış, bu durum artan monomer dönüşüm derecesine bağlanmıştır. Büzülme stresi ve dönüşüm derecesi arasındaki ilişki doğrusal değildir. Bununla birlikte polimer ağı oluşurken dönüşüm derecesindeki küçük bir artış çapraz bağlı polimer matriks içinde viskoz akışın ve monomerlerin moleküler hareketinin azalması nedeniyle streste büyük bir artışa neden olur (Ferracane 2005).

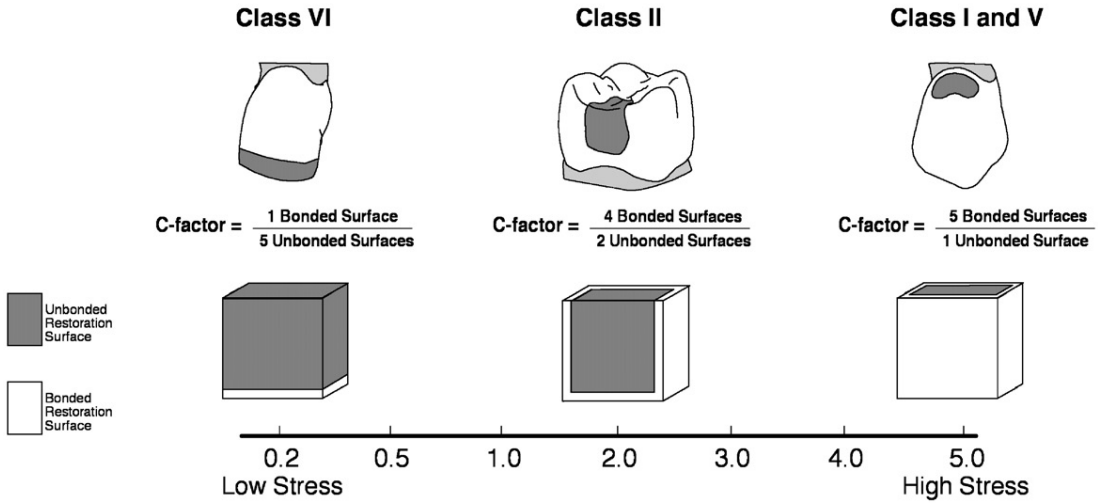
Polimerizasyon hızının azaltılması ve visköz akış için gerekli zamanı sağlamak

için çeşitli fotoaktivasyon metodları devamlı yüksek yoğunlukta ışık uygulamaya alternatif olarak geliştirilmiştir (Braga, Ballester ve ark. 2005). Soft-start polimerizasyon ile materyal ilk olarak birkaç saniye düşük ışık yoğunluğuyla polimerize edilir. Ardından ışık yoğunluğu arttırılarak polimerizasyona devam edilir (Ilie, Kunzelmann ve ark. 2006). Diğer bir ışık uygulama tekniği olan 'pulse-delay' yönteminde başlangıçta birkaç saniye düşük ışık yoğunluğu uygulanır ardından bir süre hiç ışık uygulamadan beklenir ve daha sonra yüksek ışık yoğunluğu uygulanarak polimerizasyon bitirilir (Schneider LF 2010).

4.4.2.2.B. Kavite konfigürasyon faktörü (C-faktör)

Kavite içinde veya materyalin iki yüzey arasında sınırlandırıldığı endodontik postların simantasyonu, ortodontik braket ve indirekt restorasyonların simantasyonu gibi durumlarda materyalin deformasyon kapasitesi ve sonuç olarak stres rahatlaması azdır ve stres seviyesi yüksektir (Schneider LF 2010). 1987'de Feilzer ve ark. (Feilzer, De Gee ve ark. 1987) kompozit rezinlerin uygulandığı kavite sınırlarını tanımlamak, oluşan stres değerleriyle kavite sınırları arasında bağlantı kurmak için 'kavite konfigürasyon faktörü' (C-faktör) terimini geliştirmiş ve kompozit rezinin bağlandığı yüzey alanının bağlanılmayan serbest yüzey alanına oranı olarak tarif etmişlerdir. Araştırmacılara göre C-faktörü artıkça stres seviyesi artmakta, sadece kavite duvarı tarafından sınırlandırılmayan serbest yüzey kompozit rezinin plastik deformasyonuna izin vermektedir.

Kompozit rezinler bağlanma yüzeylerine karşı büzüldüğü için büzülme stresi bağlanma arayüzünde gerilme kuvvetleri şeklinde oluşur. Kompozit rezinin bağlı olmayan serbest yüzeyden akma özelliği büzülme stresini rahatlatır (Ferracane 2005). Bağlı yüzey arttığında akışkanlık oldukça azalır ve büzülme stresi adezyon stresini aşabilir (De la Macorre ve Gomez-Fernandez 1996).



Şekil 4.3: Farklı kavite tiplerinde C faktörün değişiminin gösterilmesi (Price, Dérand ve ark. 2003)

.

Sınıf I kavitede bağlanan/serbest yüzey alan oranı Sınıf II kaviteye göre daha fazladır. Ancak klinik uygulamaların kompleks yapısından dolayı sadece C-faktöre dayanarak oluşan stres seviyesini tahmin etmek doğru olmaz (Loguercio, Reis ve ark. 2004). Restore edilen bir dişte stres dağılımını etkileyen diğer bir faktör de geride kalan sağlam diş dokusudur. Geniş Sınıf II kavitelerde kavite duvarlarının artan esnekliğinden dolayı stres yoğunluğu dişte artar. Aynı bağlanan/serbest yüzey alanı oranı gösteren daha küçük bir Sınıf II kavitede stres, bağlanma arayüzünde ve kompozit rezinde görülür. Bu nedenle aynı C-faktörü olan farklı iki restorasyonda farklı stres dağılımı farklı klinik sonuçlar oluşabilir (Versluis, Tantbirojn ve ark. 2004). C-faktör arttıkça bağlanan yüzeylerde oluşan stres miktarı da artmaktadır. Bu nedenle C-faktörün artmasıyla kompozit rezinlerin diş yapısına bağlanma değerlerinin de azaldığı düşünülmektedir. Yoshikawa ve ark. (Yoshikawa, Sano ve ark. 1999), C=3 olan örneklerin mikrogerilim bağlanma değerlerinin C=1 olan örneklerin mikrogerilim bağlanma değerlerinden % 21-35 daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bazı in vitro çalışmalar artan C-faktör ile birlikte bağlanma kuvvetinin azaldığını ve mikrosızıntının arttığını gösterirken (Loguercio, Reis ve ark.

2004), bazı çalışmalar eğer optimal dentin hibridizasyonu sağlanırsa C-faktörün bağlanma kuvvetini zayıflatmadığını, C-faktörün etkisinin kullanılan adeziv sisteme göre değiştiğini göstermiştir (Shirai, De Munck ve ark. 2005).

4.4.2.2.C. Kompozit rezinin tabakalar halinde uygulanması

C-faktörün büzülme stresi oluşumundaki negatif etkisini azaltmak için birçok araştırmacı kompozit rezinin kaviteye tabakalar halinde uygulanmasını önermektedir. Her tabakanın polimerizasyonu sırasında bağlanan yüzey alanı azalacağından oluşan büzülme stresinin de azalması beklenir. Ayrıca, tabakalama tekniği monomer dönüşüm derecesini ve kompozit rezinin mekanik özelliklerini de arttırır (Schneider LF 2010).

Tabakalama tekniği ile yeterli polimerizasyon sağlanırsa derin kavite tabanında bağlanma kuvveti C-faktörden daha az etkilenir (Van Ende, De Munck ve ark. 2010). Derin kavitelerde C-faktör dentin adezyonunu olumsuz etkilemektedir. Ancak kompozit rezinin yatay tabakalar halinde uygulanması kavite tabanında yüksek bağlanma değerleri elde edilmesini sağlar (Nikolaenko, Lohbauer ve ark. 2004). Ancak kompozit rezinin hacimsel uygulamasıyla küçük parçalar halinde uygulanması arasında stres azaltılması ve marjinal adaptasyonun arttırılması açısından önemli bir fark bulamayan sonlu elemanlar analizi, fotoelastik ve mikrosızıntı çalışmaları da mevcuttur (Braga, Ballester ve ark. 2005).

4.4.2.2.D. Stres absorbe edici ara tabaka uygulanması

Teorik olarak kavite duvarları ve rezin kompozit arasına daha elastik bir tabakanın uygulanmasının polimerizasyon büzülmesi ve fonksiyon sırasında oluşan stresi azalttığının gösterilmesi elastik bonding konseptinin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu teoriye göre nispeten kalın olan daha esnek rezin, büzülme stresinin bir kısmını absorbe edebilir. Hibrit tabaka da kendisini çevreleyen dokulardan önemli ölçüde daha düşük elastisite modülü gösterdiğinden bu elastik kompleksin parçası olarak

düşünülebilir. Böyle esnek bir ara tabakanın polimerizasyon sırasında oluşan stresi azaltmasının yanında uzun dönemde de termal değişiklikler, su absorbsiyonu ve okluzal kuvvetler karşısında tampon olarak davranıp oluşan stresi arayüz boyunca daha iyi dağıtarak restorasyonun klinik ömrünü uzatması beklenir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).Young modülü (elastisite modülü) bir materyalin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Kompozit rezinin elastisite modülü ne kadar düşükse elastikliği ve büzülme stresini tamponlama kapasitesi o kadar fazladır. Yüksek doldurucu içerikli kompozitlerin hacimsel büzülmesi rezin içeriğinin azalması nedeniyle azdır. Ancak yüksek elastisite modülü olduğu için kalan büzülme stresi rezin-dentin arayüzünü etkileyecektir (Van Meerbeek B 2006).

Kompozit rezin restorasyonların altında elastik bir tabaka oluşturması için akışkan kompozitler, dolduruculu adezivler ve düşük viskoziteli doldurucusuz adezivlerin kalın bir tabaka halinde kullanılması önerilmektedir. Bu materyallerin stres azaltma etkisi elastik ara tabakanın kalınlığı ve elastisite modülü ile direkt olarak ilgilidir (Alonso, Sinhoreti ve ark. 2004) 100-200 kalınlığında doldurucusuz rezin tabakasının Sınıf V kavitelerde büzülme stresini ve mikrosızıntıyı azalttığı gösterilse de doldurucusuz rezinin kalın tabaka halinde uygulandığında radyolusent özelliğinden dolayı radyografik diagnozu engellediği ve materyalin akışkanlığının kavitenin bazı bölgelerinde uygulamayı zorlaştırdığı belirtilmiştir (Choi, Condon ve ark. 2000)

Dolduruculu adezivler, adeziv tabakanın kalınlığını arttırmak için üretilmişlerdir. Doldurucu ilavesi büzülmeyi azaltır, bağlanma kuvvetini arttırır ve adeziv tabakaya raoyoopaklık kazandırır. Adeziv tabakanın artan kalınlığı ve azalan elastisite modülü daha iyi bir stres dağılımını sağlar (Alonso, Sinhoreti ve ark. 2004).

Akışkan kompozitlerin rezin içeriklerinin fazla olması nedeniyle artan hacimsel büzülmeleri (% 6'ya varan) yüksek büzülme stresi oluşturabilir. Ayrıca bazı akışkan kompozitlerin elastisite modülü değerleri geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilecek düzeydedir ve böylece geleneksel kompozitlere benzer hatta daha fazla stres

oluşturabilirler (Cadenaro, Codan ve ark. 2011). Bu nedenle akışkan kompozitlerin stres absorbe edici tabaka olarak kullanıldığı çalışmalar farklı sonuçlar vermektedir. Bazı materyaller düşük elastisite modülüs değerleri nedeniyle etkili bulunurken, bazı materyaller yüksek doldurucu oranı nedeniyle daha serttirler ve stres rahatlatma kapasiteleri yoktur.

4.5. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dentin adezivleri hızla değişmektedir ve bu materyalleri değerlendirmek için en iyi yöntem klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması nedeniyle farklı tiplerde stresler oluşturarak restorasyonu yaşlandırmaya yönelik yapılan in vitro çalışmalar daha fazla yapılmaktadır (Mitsui, Peris ve ark. 2006). En fazla kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri termal siklus, suda bekletme, okluzal yükleme ve NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırmadır (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

4.5.1. Termal siklus ile yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde in vivo ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit eden ısısal değişim uygulanmaktadır. Bu işlem sırasında örnekler belirli sürelerde farklı sıcaklıktaki su banyolarına maruz bırakılmakta ve çok sayıda siklus uygulanmaktadır. Termal siklus işlemindeki sıcaklık değeri restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir (Gale ve Darvell 1999). Termal siklus yöntemi iki yolla etkilidir. İlk olarak sıcak su arayüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, yıkım ürünlerini ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır. İkinci olarak da restoratif materyal ve diş arasındaki termal genleşme katsayısı arasındaki farklılığa bağlı olarak diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri oluşur. Bu stresler arayüz boyunca çatlak oluşumuna neden olabilir. Arayüz boyunca yayılan çatlak oral sıvıların içeri ve dışarı hareketine izin verir. Bu duruma perkolasyon denir (Gale ve Darvell 1999). Ağıza alınan sıcak ve soğuk gıdaların sıcaklık değerinden çok, bunların diş yüzeyinde oluşturacağı sıcaklık değerleri dental materyallerin ağız içinde maruz kaldığı ısı değişimi açısından önemlidir. Canlılarda diş yüzeylerinde oluşan sıcaklık değerleriyle ilgili farklı görüşler mevcuttur. Ancak genellikle çalışmalarda alt limit olarak suyun donma derecesi, üst limit içinse buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler tercih edilmektedir. Bu aralıklar 4-58˚C, 4-60˚C,

5-55˚C, 5-60˚C, 10-50˚C gibi sıralanabilir (Amaral, Colucci ve ark. 2007). Standart bir siklus sayısı ve ısı aralığının olmaması nedeniyle yapılan çalışmalarda farklı değerlere rastlanılmaktadır. Siklus sayısı 100, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 10000, 15000, 30000, 50000 arasında değişmektedir. Bu sayılardaki değişiklikler subjektif olduğu için çalışmalar arasında bağlantı kurmak zordur. Isı değişim siklusu ağız içinde günde 20-50 kez meydana geldiğinden 10000 siklus sayısının dental materyalin ağız içindeki 1 yıllık kullanımına eşit olduğu sonucuna varılmıştır (Gale ve Darvell 1999, Amaral, Colucci ve ark. 2007)

Bağlanma dayanımı çalışmalarında oldukça büyük kompozit silindirlerin düz dentin yüzeylerine bağlandığı geleneksel çekme ve makaslama testlerinde bağlanma dayanım değerleri termal siklus işleminden sonra önemli ölçüde azalmaz. Çünkü çevreleyen diş dokusu ve kompozit rezin geniş bağlanma yüzeyini termal değişimlerden korur. Ayrıca C-faktörün düşük oluşundan dolayı arayüz boyunca tekrarlayan büzülme ve genleşme streslerinin etkisi de azdır. Küçük μTBS testi örnekleri termal siklus ile yaşlandırıldıklarında 1 mm'den küçük difüzyon mesafesi nedeniyle bağlanma değerlerinde önemli ölçüde azalma görülür (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

4.5.2. Suda bekletme ile yaşlandırma

Örneklerin suda bekletilmesi ile yaşlandırma en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu periyod bir kaç aydan 4-5 yıla, hatta daha uzun yıllara doğru sürebilir. Çalışmaların çoğu suda bekletme ile bağlanma kuvveti değerlerinde kısa bir zaman sonunda bile azalma olduğunu bildirmiştir. Suda bekletme ile yaşlandırmada kimyasal olarak en önemli reaksiyonlar rezin içeriğinin hidrolizi ve yumuşamasıdır. Suyun bağlanma arayüzüne geçişi difüzyon benzeri bir süreçtir. Hidroliz farklı kollajen fibril ünitelerini ve rezin matriksi bir arada tutan kovalent bağları yıkabilir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005).

4.5.3. Oklüzal yükleme ile yaşlandırma

İn vivo koşullarda normal günlük fonksiyon, bruksizm ve travmadan kaynaklı kuvvetler adeziv bağın yıkılmasını etkileyecek şekilde diş ve restoratif sisteme etki eder (Ülker, Özcan ve ark. 2010). Mekanik yükleme testleri ağız ortamında mevcut olan mekanik faktörlerin etkilerinin belirlenmesinde ve dental adezyonun ağız içi ortamdaki performansının daha iyi anlaşılmasında kullanılmaktadır. Çünkü bu mekanik yükler adeziv arayüzünde yorgunluk oluşturarak burada oluşmuş olan bağların bağlantı dirençlerinin zayıflamasına sebep olmaktadır (Frankenberger ve Tay 2005). Yük uygulaması esnasında bağlantı arayüzünün ortasında sıkışma dirençleri oluşurken bağlantı arayüzünün her iki ucunda da gerilme dirençleri meydana gelmektedir. Bu durum in vivo koşullarda çiğneme esnasında oklüzal ya da proksimal restarasyonlarda oluşan yüklenmeyi taklit etmektedir (Li, Burrow ve ark. 2002).

4.5.4. NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırma

Suda bekletme ve termal siklus ile yaşlandırma en çok kullanılan yöntemler olmalarına rağmen iki yöntemin de uygulaması uzun zaman almaktadır. Son zamanlarda sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletme bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde yaşlandırma metodu olarak önerilmektedir. Demineralize dentinde rezinin infiltre olamadığı kollajen fibrillerin NaOCl ile oksitlenmesi ve deproteinizasyonu ile yıkımı sağlanmaktadır. % 10'luk NaOCl çözeltisinde 1-3 saat bekletme rezin-dentin bağlanma kuvvetini önemli derecede azaltmaktadır (Saboia, Silva ve ark. 2009).

4.6. Bağlanma Kuvveti Testleri

Diş hekimliğinde kompozit restorasyonlar ile birlikte kullanılan adeziv sistemlerin gelişen özellikleri, diş ile restorasyon arasındaki bağlantıyı güçlendirerek mikrosızıntıyı azaltmaktadır (Pashley, Sano ve ark. 1995, Pashley ve Carvalho 1997).

Dentin bonding sistemlerinin geliştirilmesindeki en önemli neden, diş sert dokuları ile restoratif materyal arasında kabul edilebilir düzeyde bağlanma dayanımlarını elde edebilmektir. Bu nedenle materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımının ölçümü önemli yer tutmaktadır (report 2003). Gelişmiş dentin bonding sistemlerde restoratif materyalin mine ya da dentine bağlanma etkisinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır (Pashley, Sano ve ark. 1995).

Klinik çalışmalar çok daha maliyetli ve zaman alıcıdır. Özellikle deneysel adezivlerin gelişim süreci içinde etkinliğinin in vitro olarak incelenmesi daha doğru bir yaklaşımdır. Her yıl birçok yeni adeziv sistem piyasaya sürülmekte ve laboratuvar testleri bunların etkinliğinin göstergesi olmaktadır. Klinik çalışmalar 1 - 3 yıl gibi uzun süre aldığından klinik araştırmalar sonuçlanmadan, ürünün içeriği firmalar tarafından değiştirilebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı in vitro testler deneysel ve ticari dentin adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesinde önemli yer tutar (Van Meerbeek, Yoshida ve ark. 1998, Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003). Ayrıca dentin bonding sistemlerin mekanik özelliklerinin bilinmesi bu sistemlerin kullanım şekillerinin doğru belirlenmesine ve uzun dönem performansları hakkında bilgi edinilmesine olanak sağlamaktadır. Bu amaçla diş hekimliği literatüründe başta makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (microshear) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleri olmak üzere birçok in vitro metod kullanılmaktadır (Marshall Jr 1993, Pashley, Sano ve ark. 1995, Al-Salehi ve Burke 1997, Versluis, Tantbirojn ve ark. 1997).

4.6.1. Makaslama bağlantı dayanım testi

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Literatürde yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir (Al-Salehi ve Burke

1997). Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde simule etmesidir (Versluis, Tantbirojn ve ark. 1997).

Bağlanma gücü, birim alandaki adeziv/aderent arayüzünde ya da yakınında meydana gelen kırığı oluşturmak için gereken kuvvettir. Bağlanma dayanımı, dentin bondingin uygulandığı alanla doğru orantılıdır ve bu nedenle alanın ölçülerini bilmek bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir. Makaslama testi sisteminde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, arayüz bağlantı kuvveti değildir.

$$\Theta = P / A \qquad MPa = N / mm2$$

Bu denklemdeki Θ arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirtir ve MPa (Mega Pascal) cinsindendir. P, uygulanabilen en yüksek kuvveti simgeler ve N (Newton) cinsindendir; A ise arayüz alanı olup mm2 cinsindendir.

4.6.2. Gerilim bağlantı dayanım testi

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi çok önemlidir. Böylece bağlantı ara yüzeyinin dış kenarında saf gerilim kuvveti yaratılmış olur (report 2003). Merkeze yakın orta bölgelerde ise asıl kuvvetin çok az bir kısmı etki göstererek, kompresif kuvvetler oluşturur. Gerilim bağlantı kuvveti testlerinde standart hata yüzdesi ortalama %57 gibi yüksek değerlerde çıkmaktadır (Cardoso, Braga ve ark. 1998). Bununla birlikte bu test metodunda bağlantı yüzey alanının ortalama 7,065 mm^2 civarında hazırlanması gerekliliği, yapılacak çalışmalarda bir dezavantaj oluşturmaktadır. Bu büyüklükte bir alanı test amacı ile hazırlamak mümkün olsa bile, homojen olmayan bir yapı olan dentinin tüm test yüzeyinde aynı özellikleri göstermesi mümkün

olmamaktadır. Bu nedenle yapılacak bağlanma testi sağlıklı sonuçlar vermemektedir (Sano, Shono ve ark. 1994, Shimada, Yamaguchi ve ark. 2002).

Makaslama ve gerilim testlerinde dezavantajların zaman içerisinde anlaşılması araştırmacıları daha hassas test metodları geliştirmeye zorlamıştır. Böylece geliştirilen mikrogerilim ve mikromakaslama testleri ile dentin bonding sistemlerinin fiziksel özellikleri gerçeğe daha yakın bir şekilde ölçülebilmektedir (Shimada, Yamaguchi ve ark. 2002).

4.6.3. Mikrogerilim bağlantı dayanım testi

Eğer bir cisme düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyel kuvvetler etki ederse gerilim oluşmaktadır. Cismin bu kuvvete karsı gösterdiği direnç gerilim kuvveti olarak tanımlanmaktadır (Craig 2002).

İlk kez 1994'te Sano ve ark. mikrogerilim bağlanma dayanım testini tanıtmışlardır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde 0,25 - 1 mm^2 büyüklüğündeki örneklerdeki stresler ölçülebilmektedir. Yapılan çalışmalarda makaslama ve gerilim testlerinde kırılmaların %80'inin dentinde koheziv kırılma ile sonuçlandığı görülmektedir (Van Noort, Cardew ve ark. 1991, Pashley, Sano ve ark. 1995, Versluis, Tantbirojn ve ark. 1997). Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmekte böylece daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca bu test yönteminde dentindeki koheziv başarısızlıkların sayısı da oldukça azaltılmaktadır (Craig 2002).

4.6.4. Mikromakaslama bağlantı dayanım testi

Örnekler, dişlerin uzun akslarına dik ve 1 mm kalınlığında dilimler olacak şekilde hazırlanır. Elde edilen bu dilimler tekrar kesilerek 1 mm^2'lik çubuklar elde edilir. Daha sonra bu çubuklar mikromakaslama test aletine mekanik olarak sıkıştırılarak tutturulur. Çubuklar, kırma ucu bu çubukların kompozit ve mine birleşim yerine denk gelecek şekilde, mikromakaslama test düzeneğine yerleştirilir ve 1mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Newton olarak kaydedilen değerler örneklerin yüzey alanına bölünmesi ile Mega Paskal (MPa) olarak hesaplanır.

4.7. Dentin Yüzeyi ve Kompozit Reçine Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Işık mikroskobunda yapılan değerlendirmeler şu kriterler doğrultusunda gerçekleştirilmiştir (Price ve Hall 1999):

• ***Adeziv kırık tipi:*** Dentin yüzeyinde, kompozit ya da dentin bonding sistem görülmemektedir.

• ***Kompozit içinde koheziv kırık tipi:*** Dentin yüzeyinde kompozit görülmekte ancak dişte kırık görülmemektedir.

• ***Dentinde koheziv kırık tipi:*** Dentinden kompozit tamamen ayrılmış ancak, dentinde kırık gözlemlenmektedir.

• ***Karışık kırık tipi:*** Hem dentin yüzeyinde kompozit reçine, hem de dentinde kırık izlenmektedir.

Kırık tipleri; adeziv, dentin dokusunda ve kompozit materyalde koheziv ve karışık tipte olmak üzere sınıflandırılmaktadır (Price ve Hall 1999). Triolo ve Swift (Van Noort, Cardew ve ark. 1991) bağlanma dayanımı değerleri düşük bonding sistemlerde kırık tipinin adeziv olduğunu ve bu sistemlerde sadece minimal reçine penetrasyonunun gerçekleştiğini düşünmektedirler. Koheziv dentin kırığının ise, daha çok bağlanma dayanımı değerleri

yüksek bonding sistemlerde görüldüğünü ve bonding sistem ile dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden daha yüksek olduğunun göstergesi sayılabileceğini bildirmişlerdir. Price ve ark. (Price, Dérand ve ark. 2003) da dentin kırığı ya da koheziv reçine esaslı dolgu materyali kırığının, dentin ve reçine esaslı dolgu materyali arasındaki iyi adezyona işaret olduğunu ve yüksek bağlanma dayanımı değerlerinde daha fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlendiğini bildirmişlerdir. Bu sonuçlar kırık tipi ve bağlanma dayanımı arasında ilişki olabileceği görüsünü desteklemektedir.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması T.C. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 2017-84 sayılı kurul kararı ile 27.03.2017 tarihinde onaylanmıştır (Ek 1).

Bu çalışmada, son altı ay içinde çekilmiş 200 adet insan molar dişi kullanıldı. Çürüklü, restorasyonlu ya da gözlenebilen defekti olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Seçilen dişler bir periodontal el aleti yardımıyla tüm yumuşak ve sert doku artıklarından temizlendi ve distile su içerisinde bekletildi. Distile su haftada bir periyodik olarak değiştirildi.

5.1. Örneklerin Gruplandırılması

Örnekler 20 ayrı gruba ayrıldı (n=10) ve farklı uygulama teknikleri ve materyaller kullanılarak makaslama bağlanma dayanımları ölçüldü. (Tablo 5.1, Tablo 5.2, Tablo 5.3)

Tablo 5.1: üç solvent içekili Kerr Optibond All-in-one kullanılan gruplar

GRUPLAR	Adeziv	Kompozit	Konvansiyonel	Bulk fill
Kontrol grubu (immediyat) (n=10)	**All In One**	**Kerr**	Herculite XRV	Sonic Fill 2
		Shofu	Beautifil II	Beautibulk
		İvoclar	Tetric N-ceram	Tetric N-ceram Bulk
Deney grubu (termal siklus sonrası) (n=10)	**All In One**	**Kerr**	Herculite XRV	Sonic Fill 2
		Shofu	Beautifil II	Beautibulk
		İvoclar	Tetric N-ceram	Tetric N-ceram Bulk

Tablo 5.2: Giomer içerikli Shofu kompozitlerin karşılaştırıldığı gruplar

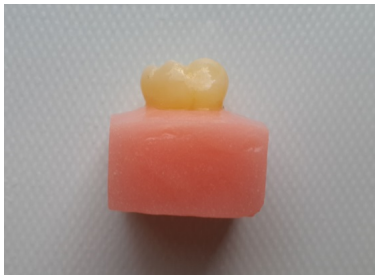
GRUP	Adeziv	Kompozit			
		Konvansiyonel		Bulk fill	
		Immeadiyat n=10	Termal siklus n=10	İmmediyat n=10	Termal siklus n=10
Kontrol grubu (n=10)	Shofu Beautibond	Shofu Beautifil II	Shofu Beautifil II	Shofu Beautifil bulk	Shofu Beautifil bulk
Deney grubu (n=10)	Kerr Optibond All-in-one	Shofu Beautifil II	Shofu Beautifil II	Shofu Beautifil bulk	Shofu Beautifil bulk

Tablo 5.3: İvoclar Tetric N-ceram kompozitlerin karşılaştırıldığı gruplar

GRUP	Adeziv	Kompozit			
		Konvansiyonel		Bulk fill	
		Immeadiyat n=10	Termal siklus n=10	İmmediyat n=10	Termal siklus n=10
Kontrol grubu (n=10)	İvoclar Tetric N-bond	İvoclar Tetric N-ceram	İvoclar Tetric N-ceram	İvoclarTetric N-ceram Bulk	İvoclarTetric N-ceram Bulk
Deney grubu (n=10)	Kerr Optibond All-in-one	İvoclar Tetric N-ceram	İvoclar Tetric N-ceram	İvoclarTetric N-ceram Bulk	İvoclarTetric N-ceram Bulk

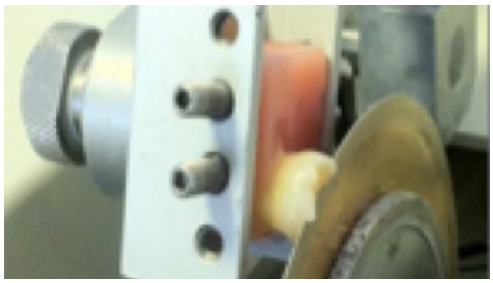
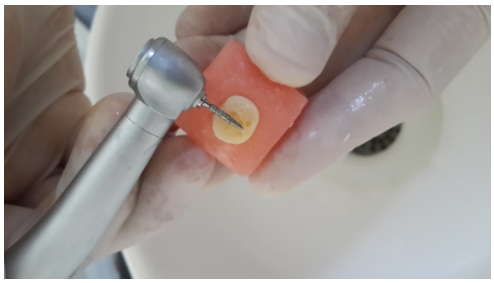
5.2. Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması

Dişler bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi için kullanılacak olan düzeneğe uygun olacak şekilde hazırlanan silikon kalıplar kullanılarak servikal hizasına kadar otopolimerizan akriliğe (SC, İmcryl, Türkiye) gömüldü.

a)  **b)** 

Resim 5.1: Akrilik bloklara gömülmüş dişlerin okluzal(a) ve yandan(b) görüntüsü

Dişlerin tümünün okluzal yüzeyleri, düşük hızlı kesme cihazıyla (Isomet, Buehler, ABD) su soğutması altında mine dokusu tamamen uzaklaşıncaya kadar kesilmiştir. Dişlerin okluzal yüzeyi dentin dokusu açığa çıkarılacak şekilde kesildikten sonra her örnekte *smear* tabakası oluşturmak amacıyla elmas fissür frezlerle (Komet, Lemgo, Germany) dişlerin yüzeylerinden geçilmiştir. Her 5 dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir

a)  b) 

c) 

Resim 5.2: (a) Dişlerin oklüzal minelerinin kesilmesi (b) Kesilen yüzeylerde elmas fissür frezle *smear* tabakası oluşturulması (c) Dentin yüzeyi hazırlanmış diş

Bu şekilde oluşturulan dentin yüzeyinin düzgün ve akrilik bloğun tabanı ile paralel olmasına dikkat edilmiştir. Dentin yüzeyinin hazırlanmasında frez kullanımı tercih edilmiştir çünkü deneysel olarak zımparalarla oluşturulan *smear* tabakasının frezle oluşan *smear* tabakasından çok daha ince olduğu öne sürülmektedir (Sharma S.J. 2003). Ayrıca bu şekilde klinik ortamın daha iyi taklit edilmesi mümkün olmuştur.

5.3. Restorasyonların Yapımında Kullanılan Materyaller

Dentin yüzeyi hazırlandıktan sonra üzerine restoratif işlemlerin uygulama aşamasına geçilmiştir. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler (Tablo 5.4) ve kompozit materyaller (Tablo 5.5) tablolarda gösterilmiştir.

Rezin kompozitler; 3 solvent içerikli adezivlerle ve kendi marka adezivleriyle olan bağlantı kuvvetleri yönünden değerlendirilip, karşılaştırılmıştır.

Tablo 5.4: Kullanılan adezivlerin içerikleri

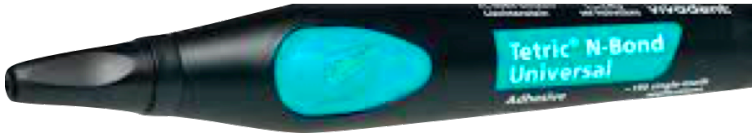
MARKA	LOT	İÇERİK	SAKLANMA KOŞULU ve Ph	KULLANIM TALİMATI
Optibond All-in-one (Kerr, ABD)	**33381 E**	GPDM, mono ve di-fonksiyonel metakrilat monomerler, sodyum heksaflorosilikat da içeren nano doldurucular, su, aseton ve etil alkol, fotobaşlatıcılar	2 - 8 ^{O}C Ph: 2,5	1. Kullanmadan önce şişe hafifçe çalkalanır 2. Adezive batırılan fırça 20 sn. boyunca kaviteye uygulanır. 3. 2. Kere adezive batırılan fırça 20 sn. boyunca tekrar uygulanır. 4. 5. Sn hafif şiddette havayla solüsyon dağıtılır. 5. 10 sn. boyunca 1000 mW/cm^2 güçte ışıkla polimerize edilir
Tetric N-Bond Universal (Ivoclar, Liechtenstein)	**W 86807**	Metakrilat, su, etanol, silikon dioxide, fotobaşlatıcılar, stabilizörler	2 – 28 ^{O}C Ph: 2,5-3	1. Kaviteye 10 sn. boyunca uygulanır. 2. Hafif hava ile solüsyon dağıtılır 3. 10 sn. boyunca 1000 mW/cm^2 güçte ışıkla polimerize edilir
BeautiBond (Shofu, Japonya)	**071541**	Forforik asit monomeri, karboksil asit monomeri, bis-GMA, TEGDMA, su, aseton, fotobaşlatıcılar	1 – 10 ^{O}C Ph: 2,4	1. Kaviteye uygulandıktan sonra 10 sn. beklenir. 2. 3 sn. hafif hava sonrası, kuvvetli hava ile solüsyon dağıtılır 3. 10 sn. boyunca 1000 mW//cm^2 güçte ışıkla polimerize edilir



Resim 5.3: Kerr OptiBond All-in-one



Resim 5.4: Shofu BeautiBond



Resim 5.5: Ivoclar Tetric N-Bond Universal

Tablo 5.5: Kullanılan kompozitlerin içerikleri

MARKA	LOT	İÇERİK	POLİMERİZASYON SÜRESİ VE KALINLIĞI
Sonicfill 2 (Kerr, ABD)	36048	Trimethoxysilylpropyl metakrilat silikon dioxide, cam partikülleri Ağırlıkça %83,5 doldurucu **Matriks:** Bis-GMA, TEGDMA, EBPDMA	10 sn. 1000 mw/ cm^2 5mm
Herculite XRV (Kerr, ABD)	34019	Kolloidal silika, baryum-aluminyum-silikat cam, ortalama partikül büyüklüğü 0,47 µm, Ağırlıkça % 79 doldurucu **Matriks:** Bis-GMA, TEGDMA	20 sn. 1000 mw/ cm^2 2mm
Tetric N-Ceram (Ivoclar, Liechtenstein)	W84900	Baryum cam partükülleri, ytterbium triflorid, karma oksit, silikon dioksit, kopolimerler, partikül büyüklüğü 0.04 – 3 µm Ağırlıkça % 80-81 doldurucu **Matriks:** Bis-GMA, TEGDMA, Etoksilenmiş Bis-EMA, UDMA	10 sn. 1000 mw/ cm^2 2mm
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar, Liechtenstein)	V09153	Dimetakrilat, polimer doldurucular, baryum cam partikülleri, ytterbium triflorid, mix oksit partikülleri, partikül büyüklüğü 0.04 – 3 µm Ağırlıkça %78 doldurucu **Matriks:** Bis-GMA, DMA	10 sn. 1000 mw/ cm^2 4mm
Beautufil II (Shofu, Japonya)	051743	Cam partikülleri ve floroboroaluminasilikat camında bulunan S-PRG (ön reaksiyonlu cam iyonomer tozu) doldurucuları, Ortalama partikül büyüklüğü 0,8 µm Ağırlıkça % 83,3 doldurucu **Matriks:**Bis-GMA, TEGDMA, UDA	10 sn. 1000 mw/ cm^2 2mm
Beautifil Bulk (Shofu, Japonya)	031621	Cam partikülleri ve floroboroaluminasilikat camında bulunan S-PRG (ön reaksiyonlu cam iyonomer tozu) doldurucuları, Ortalama partikül büyüklüğü 3,5 µm Ağırlıkça % 87 doldurucu **Matriks:** Bis-GMA, BİS-MPEPP, TEGDMA, UDMA	10 sn. 1000 mw/ cm^2 4 mm



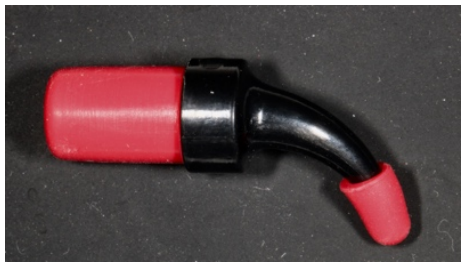
Resim 5.6: Shofu Beautifil



Resim 5.7: Shofu Beautifil-Bulk



Resim 5.8: Kerr Herculite XRV



Resim 5.9: Kerr Sonic Fill 2



Resim: 5.10: Tetric N-Ceram



Resim 5.11. Tetric N-Ceram Bulk



Resim 5.12: Kerr Sonic Fill 2 uygulama cihazı



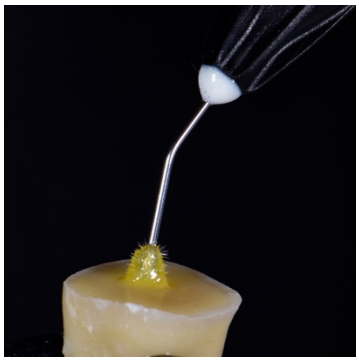
Resim 5.13: Ultradent Valo LED ışık cihazı

5.4 Adeziv Sistem ve Kompozit Rezinlerin Uygulanması

Dentin yüzeyine uygulanan restoratif dolgu materyalleri, 2 mm yükseklik ve 4 m çapa sahip silindir boşlukları olan silikon kalıplar yardımı ile uygulanmıştır. Rezin materyallerin polimerizasyonu için ise geniş dalga boyuna sahip (395-480 nm) yüksek yoğunluklu ışık veren *VALO (Ultradent, ABD)* LED ışın cihazı, standart power modta (1000 mW/cm^2) ve firmaların önerdiği sürelerde uygulanmıştır.



Resim 5.14: Adezivin polimerize edilmesi



Resim 5.15: Dentin yüzeyine adezivin uygulanması



Resim 5.16: Silikon rehber yardımıyla kompozitin uygulanması



Resim 5.17: Hazırlanmış örnek

5.6 Termal Siklus Uygulaması ve Termal Siklus Cihazı

Çalışmamızda immidiate gruplarla karşılaştırmak için, aynı numuneler termal siklus uygulaması için ayrı olarak tekrar hazırlanmıştır. Örneklere 1 yıllık klinik yaşlandırmaya tekabül eden 10000 ısısal döngü uygulanmıştır. (MTE-101, MOD dental, Türkiye)



Resim 5.18: Termal siklus

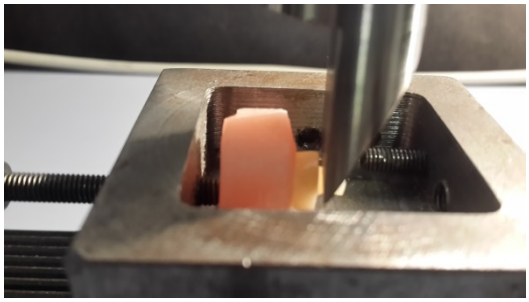
5.7. Makaslama Testinin Uygulanması

Tüm örnekler 24 saat 37 C'de distile su içerisinde bekletilmiştir. Hazırlanan numuneler restoratif materyalle diş arasındaki bağlantı noktasına kesici metal ucun dik olarak geleceği şekilde hazırlanıp cihaza sabitlenmiştir. Makaslama testleri 'Shimadzu AGS-X Unıversal test cihazında(Shimadzu Corporation KYOTO, JAPAN) Trapezium X (Shimadzu Corporation KYOTO, JAPAN) programı kullanılarak 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulanmıştır. Test sonuçları bilgisayar

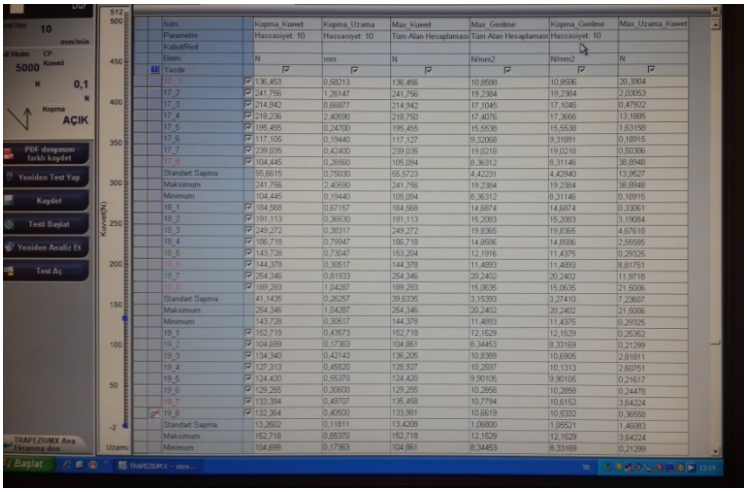
ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Kopma gerçekleştiğinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durdurulup sonuçlar MPa cinsinden program tarafından hesaplanmıştır. Test cihazında elde edilen veriler bilgisayara kayıt edilmiştir.



Resim 5.19.: Shımadzu test cihazı



Resim 5.20: Numunelere kesme kuvveti uygulanması



Resim 5.21.: Trapezium X bilgisayar programı

5.8. Stereo Mikroskop ile Kopma Tiplerinin Analizi

Makaslama testi uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinin incelemesi için M.Ü. Dişhekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında bulunan stereo mikroskopta (Leica M27.5, Heerbrugg, İsviçre) ×25 büyütmede görüntüler alınmıştır. Kopma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre kaydedilmiştir.

Tip 1: Adeziv kopma

Tip 2: Dentin içinde koheziv kopma

Tip 3: Kompozit içinde koheziv kopma

Tip 4: Mix kopma



Resim 5.22.: Stereo mikroskop cihazı

5.9. İstatistiksel Değerlendirme:

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama,standart sapma) yanı sıra çoklu gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi , İmmediate ve Termak Siklus sonrası karşılaştırmalarda eşlendirlmiş t testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

6.1. Makaslama Testi Değerlendirilmesi

6.1.1. Kerr OptiBond All-in-One adeziv kullanılan gruplar(3 slovent içerikli)

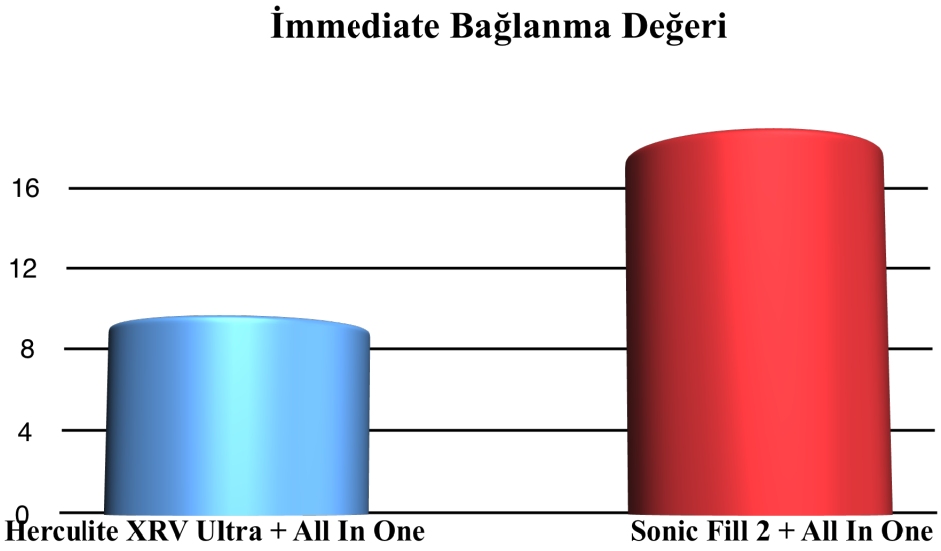
6.1.1.1. Kerr Kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 1 Kerr Kompozit gruplarının karşılaştırılması

	Termal Siklus Öncesi
Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	8,01±3,02
Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	15,68±2,82
p	**0,0001**

Bağımsız t testi

Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun Termal Siklus Öncesi bağlanma değeri ortalamaları **Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)** grubunun Termal Siklus Öncesi bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur(p=0,0001).



Şekil 6.1 Kerr Kompozit gruplarının karşılaştırılması

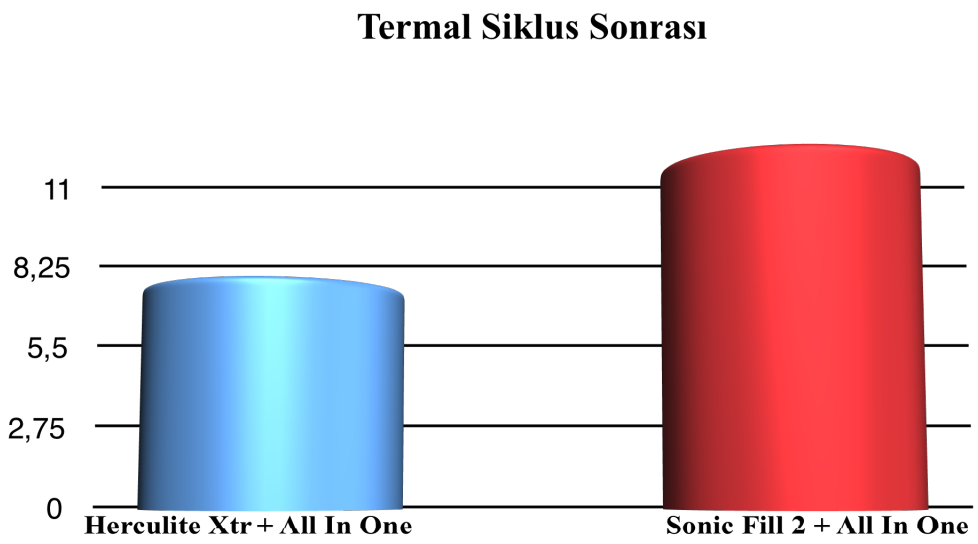
6.1.1.2. Termal Siklus sonrası Kerr kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 2 Termal Siklus sonrası Kerr kompozit gruplarının karşılaştırılması

	Termal Siklus Sonrası
Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	6,57±1,11
Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	10,35±2,72
p	**0,007**

Bağımsız t testi

Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun Termal Siklus Öncesi bağlanma değeri ortalamaları **Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)** grubunun Termal Siklus Öncesi bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,007).



Şekil 6.2 Termal siklus sonrası Kerr kompozit gruplarının karşılaştırılması

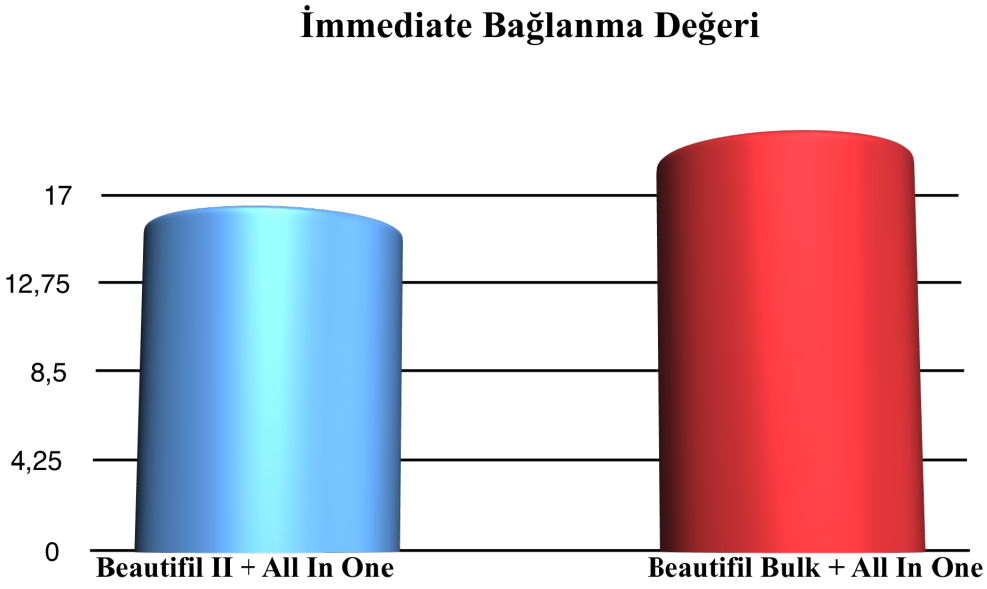
6.1.1.3. Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 3 Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

	İmmediate
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	13,57±3,35
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	16,62±2,56
p	**0,034**

Bağımsız t testi

Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamaları Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,034).



Şekil 6. 3 Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

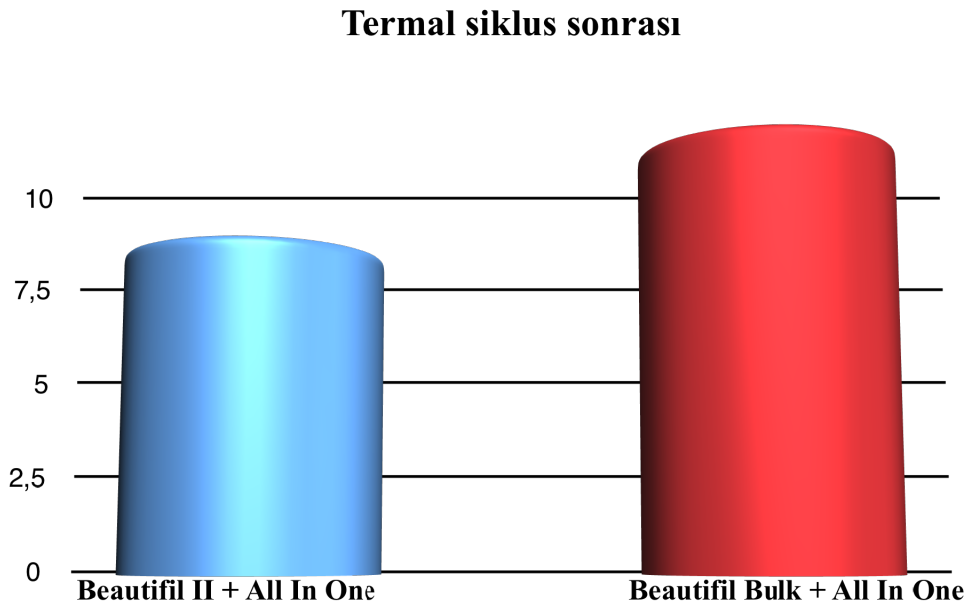
6.1.1.4. Termal siklus sonrası Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 4 Termal siklus sonrası Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

	Termal siklus sonrası
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	7,43±2,36
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	9,94±3,34
p	**0,068**

Bağımsız t testi

Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının Termal siklus sonrası bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,068).



Şekil 6. 4 Termal siklus sonrası Shofu kompozit gruplarının karşılaştırılması

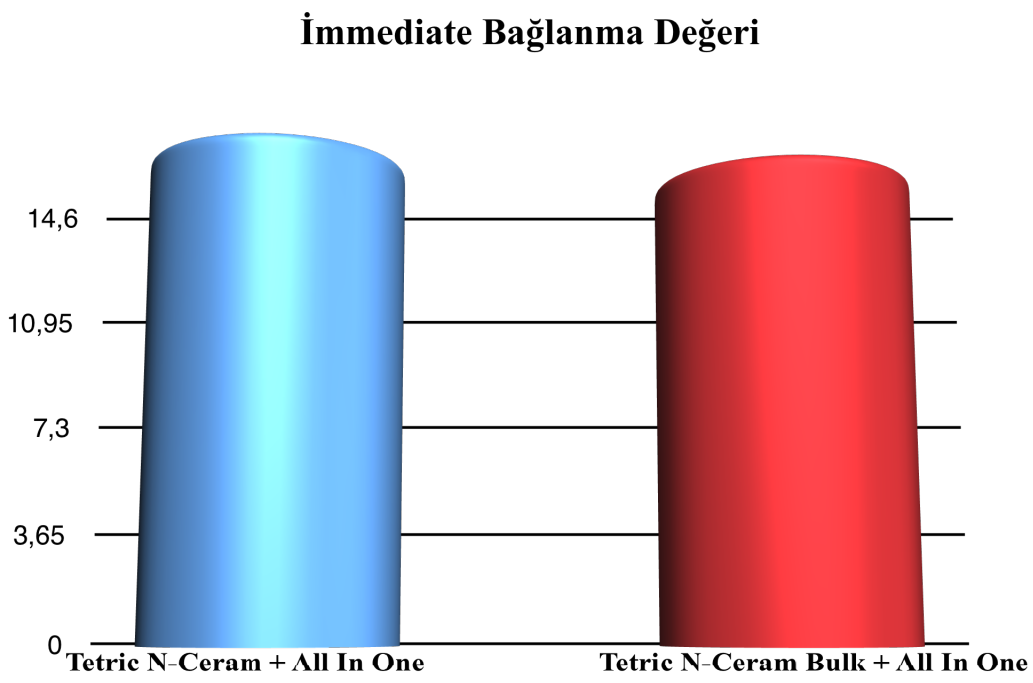
6.1.1.5. İvoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 5 İvoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

	İmmediate
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	14,56±4,37
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	13,92±3,2
p	0,713

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)gruplarının İmmediate bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,713).



Şekil 6.5 Ivoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

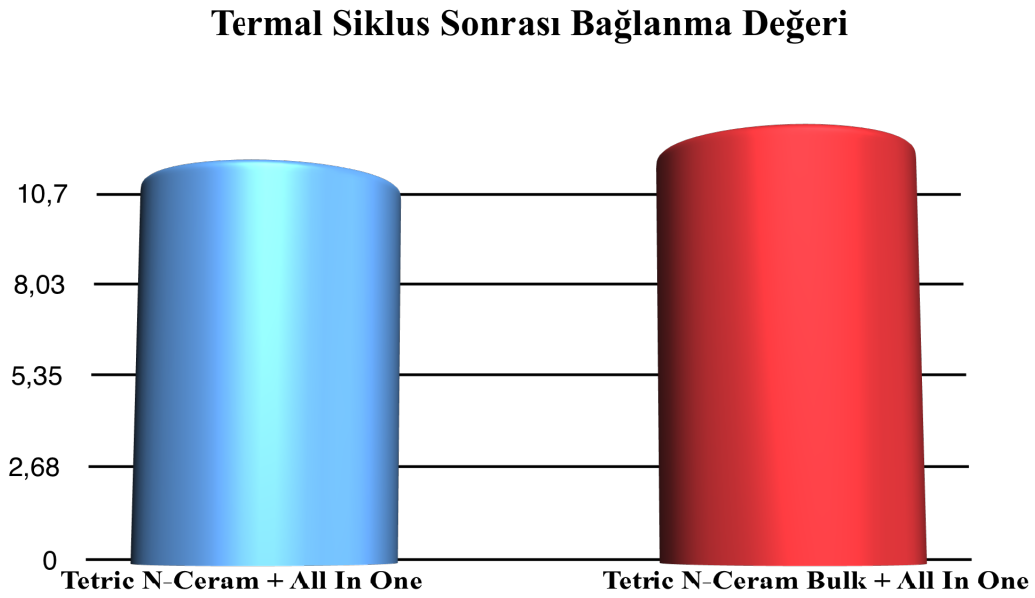
6.1.1.6 Termal siklus sonrası İvoclar gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 6 Termal siklus sonrası İvoclar gruplarının karşılaştırılması

	Termal Siklus Sonrası
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	9,75±2,43
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	10,63±2,15
p	0,402

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,402).



Şekil 6.6 Termal siklus sonrası Ivoclar kompozit gruplarının karşılaştırılması

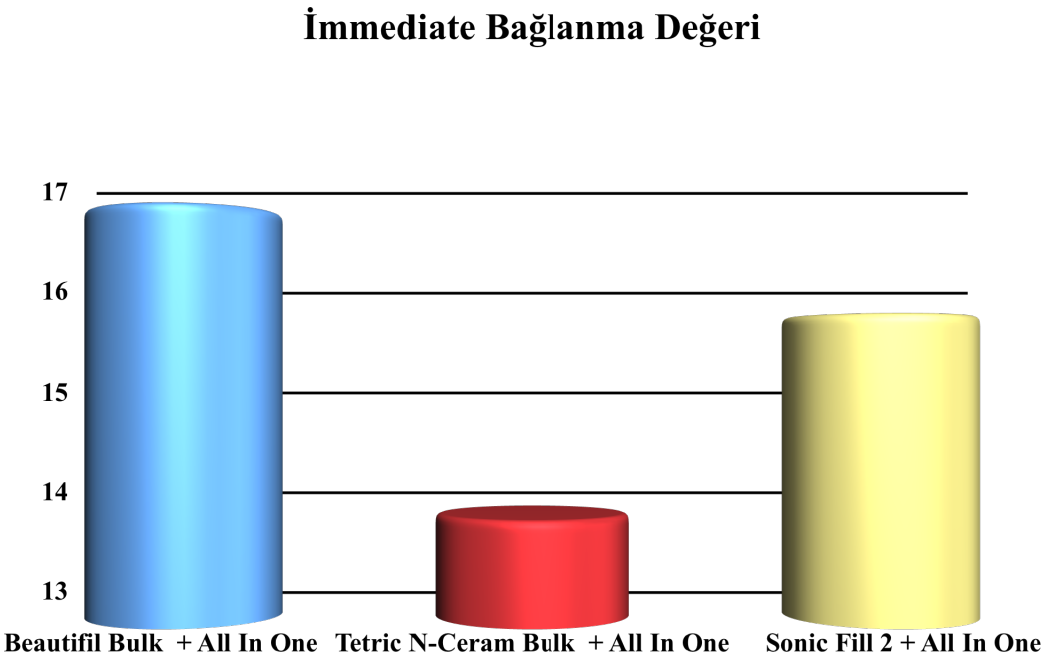
6.1.1.7 All-in-One Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 7 All-in-One Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

	İmmediate
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	16,62±2,56
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	13,92±3,2
Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	15,68±2,82
p	0,122

Tek Yönlü Varyans Analizi

Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) , Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) ve Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının İmmediate bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,122).



Şekil 6. 7 All-in-One Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

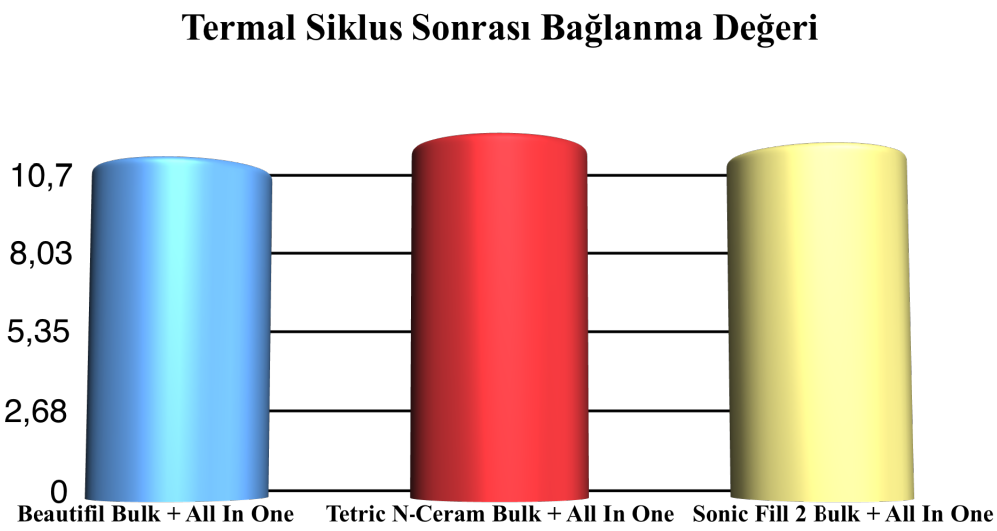
6.1.1.8. Termal siklus sonrası All-in-one Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 8 Termal siklus sonrası All-in-one Kullanılan Bulk fill kompozit

	Termal Siklus Sonrası
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	9,94±3,34
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	10,63±2,15
Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	10,35±2,72
p	0,855

Tek Yönlü Varyans Analizi

Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) , Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) ve Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının **Termal Siklus Sonrası** bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,855).



Şekil 6. 8 Termal siklus sonrası All-in-one Kullanılan Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

6.1.1.9. All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 9 All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının

	İmmediate
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	13,57±3,35
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	14,56±4,37
Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	8,01±3,02
p	**0,001**

Tek Yönlü Varyans Analizi

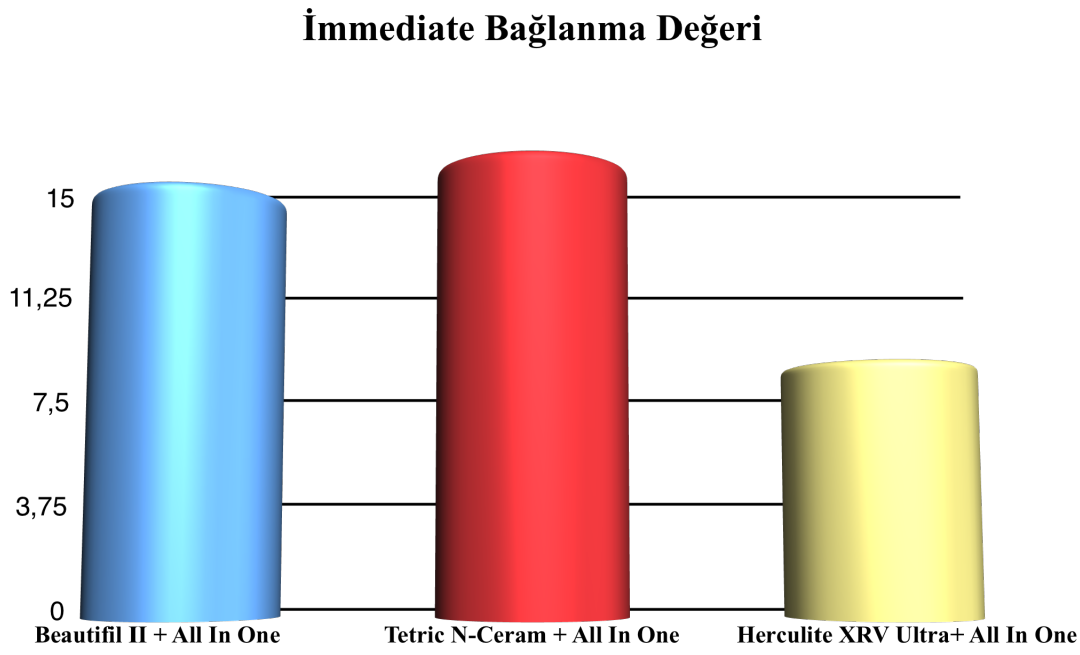
Tablo 6. 10 All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının Tukey

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi	p
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)/ Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	0,817
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) / Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	**0,005**
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)/ Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	**0,001**

Tek Yönlü Varyans Analizi

Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv), Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının İmmediate bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamaları Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının

İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,005, p=0,001), Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv), Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının İmmediate bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,817).



Şekil 6. 9 All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

,

6.1.1.10. Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 11 Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit

	Termal Siklus Sonrası
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	7,43±2,36
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	9,75±2,43
Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	6,57±1,11
p	**0,005**

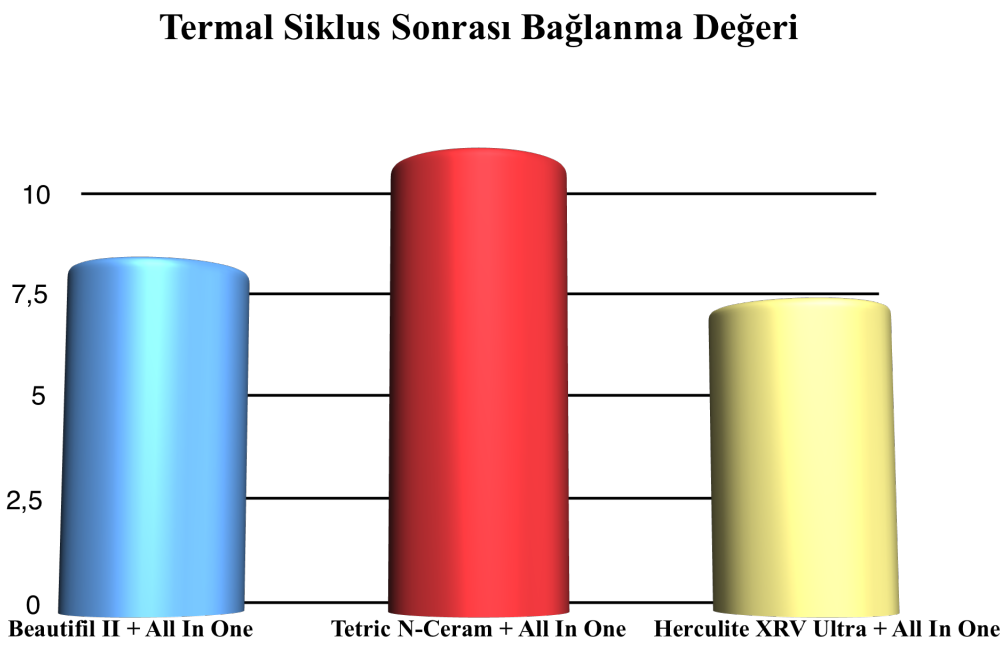
Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 6. 12 Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi	p
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)/ Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	0,099
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) / Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	0,405
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)/ Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	**0,004**

Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv), Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) gruplarının **Termal Siklus Sonrası** bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun

Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamaları Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun **Termal Siklus Sonrası** bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,004), diğer grupların **Termal Siklus Sonrası** bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).



Şekil 6. 10 Termal siklus sonrası All-in-one kullanılan konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

6.1.2 Ivoclar gruplarının değerlenidirilmesi (etanol içerikli)

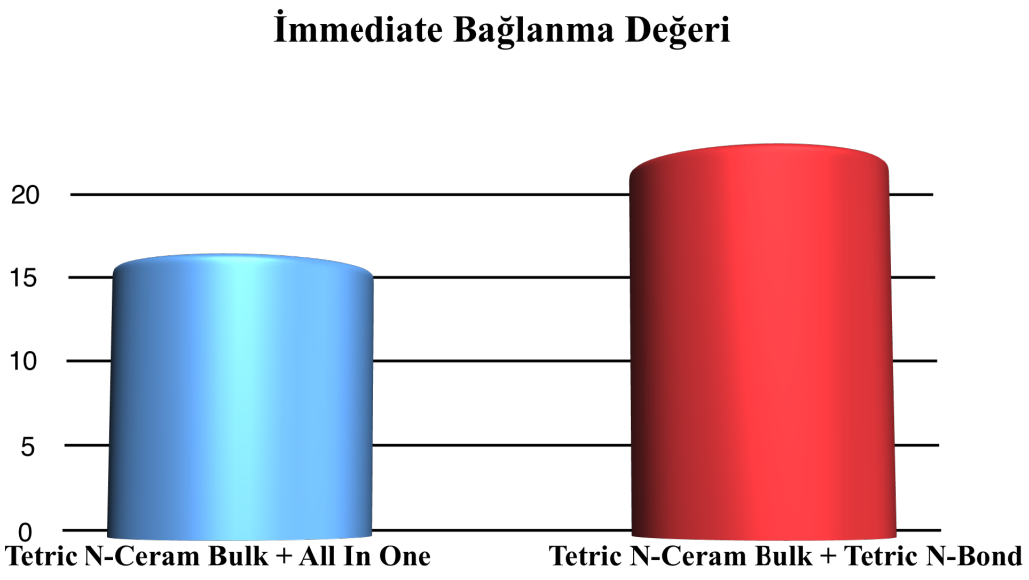
6.1.2.1.Ivoclar Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 13 Ivoclar Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının

	İmmediate
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	13,92±3,2
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Bond)	19,38±3,06
p	**0,001**

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Bond) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamaları Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).



Şekil 6.11 Ivoclar Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

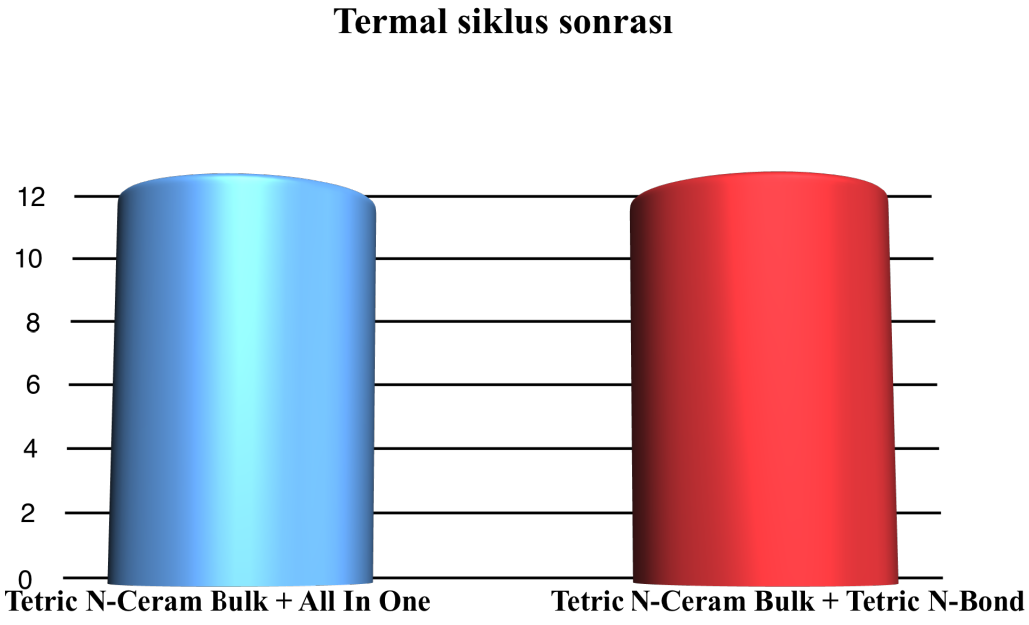
6.1.2.2. Termal siklus sonrası Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 14 Termal siklus sonrası Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının

	Termal siklus sonrası
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	10,63±2,15
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Bond (Ivoclar Adeziv)	10,68±2,5
p	**0,962**

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Bond (Ivoclar Bond) gruplarının Termal siklus sonrası bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,962).



Şekil 6.12 Termal siklus sonrası Tetric N-ceram Bulk fill kompozit gruplarının

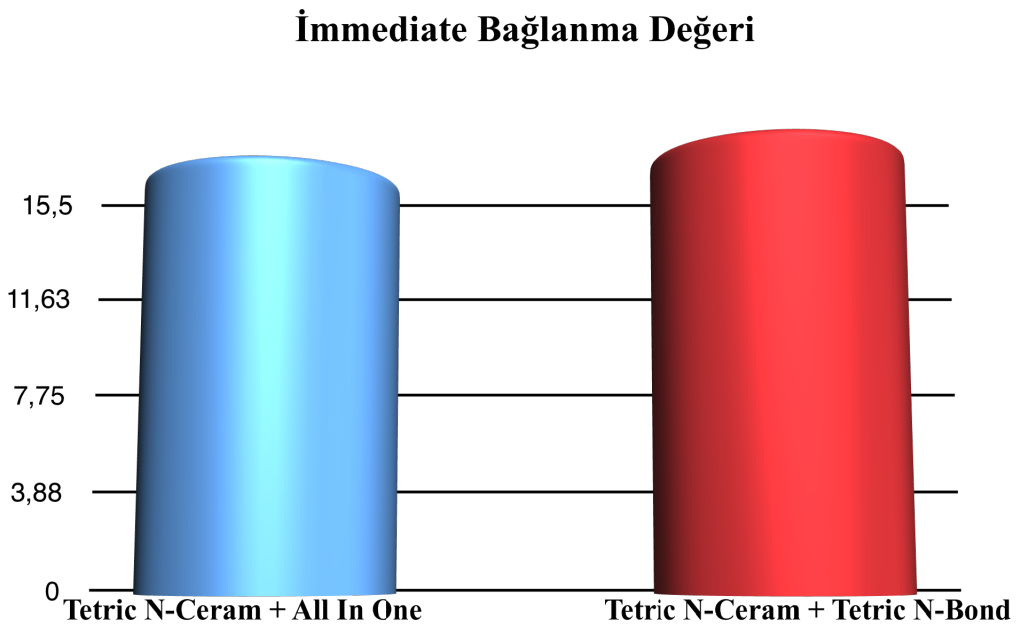
6.1.2.3. İvoclar Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 15 Ivoclar Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının

	İmmediate
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	14,56±4,37
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv)	15,47±2,78
p	0,585

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv) gruplarının İmmediate bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,585).



Şekil 6.13 Ivoclar Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

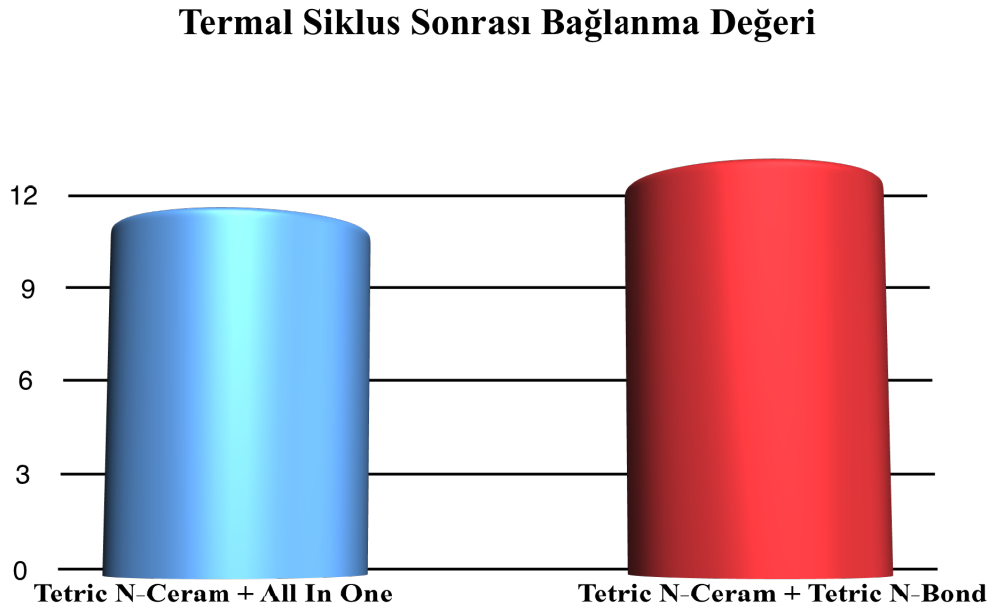
6.1.2.4. Termal siklus sonrası Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 16 Termal siklus sonrası Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit

	Termal Siklus Sonrası
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	9,75±2,43
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv)	11,06±2,67
p	0,266

Bağımsız t testi

Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) ve Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv) gruplarının Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,266).



Şekil 6.14 Termal siklus sonrası Tetric N-ceram konvansiyonel kompozit gruplarının

6.1.3 Shofu Kompozit gruplarının karşılaştırılması

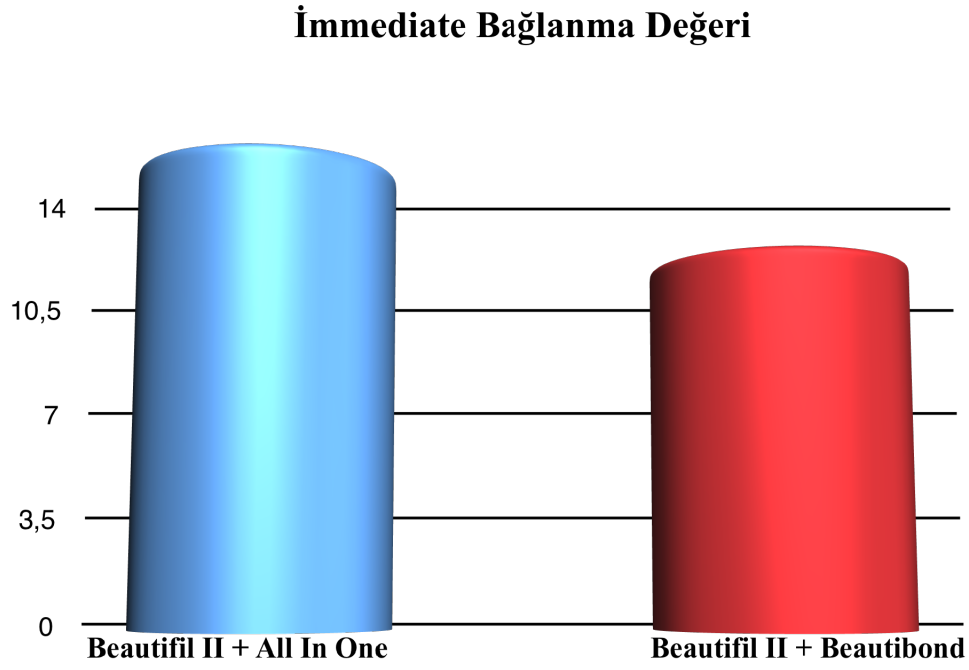
6.1.3.1 Shofu Beatufil II konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 17 Shofu Beautifil II konvansiyonel kompozit gruplarının

	İmmediate
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	13,57±3,35
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv)	10,66±2,61
p	**0,043**

Bağımsız t testi

Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamaları Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,043).



Şekil 6.15 Shofu Beautifil II konvansiyonel kompozit gruplarının karşılaştırılması

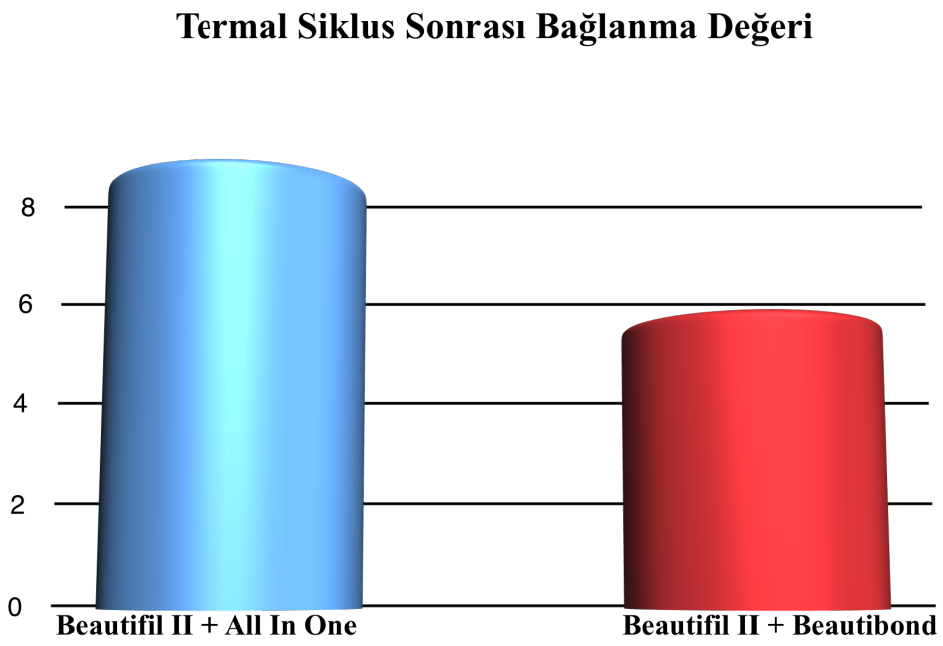
6.1.3.2. Termal siklus sonrası Beautifil II kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 18 Termal siklus sonrası Beautifil II kompozit gruplarının

	Termal Siklus Sonrası
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	7,43±2,36
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv)	4,9±1,19
p	**0,007**

Bağımsız t testi

Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamaları Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv) grubunun Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,007).



Şekil 6. 16 Termal siklus sonrası Beautifil II kompozit gruplarının karşılaştırılması

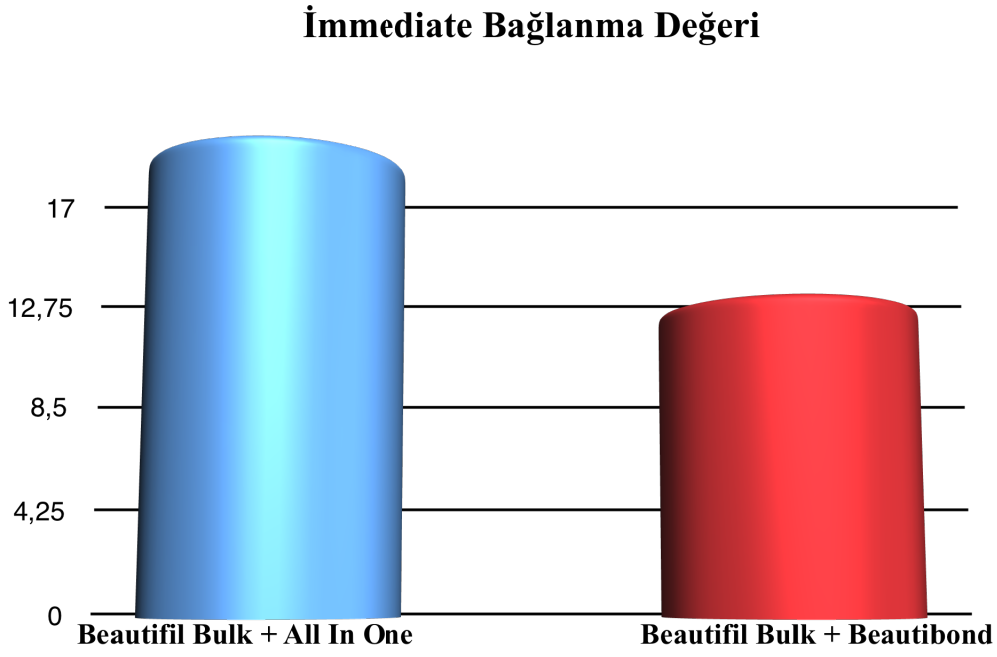
6.1.3.3. Beautifil-Bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 19 Beautifil-Bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

	İmmediate
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	16,62±2,56
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv)	11,05±2,96
p	**0,003**

Bağımsız t testi

Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamaları Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv) grubunun İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,003).



Şekil 6. 17 Beautifil-Bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

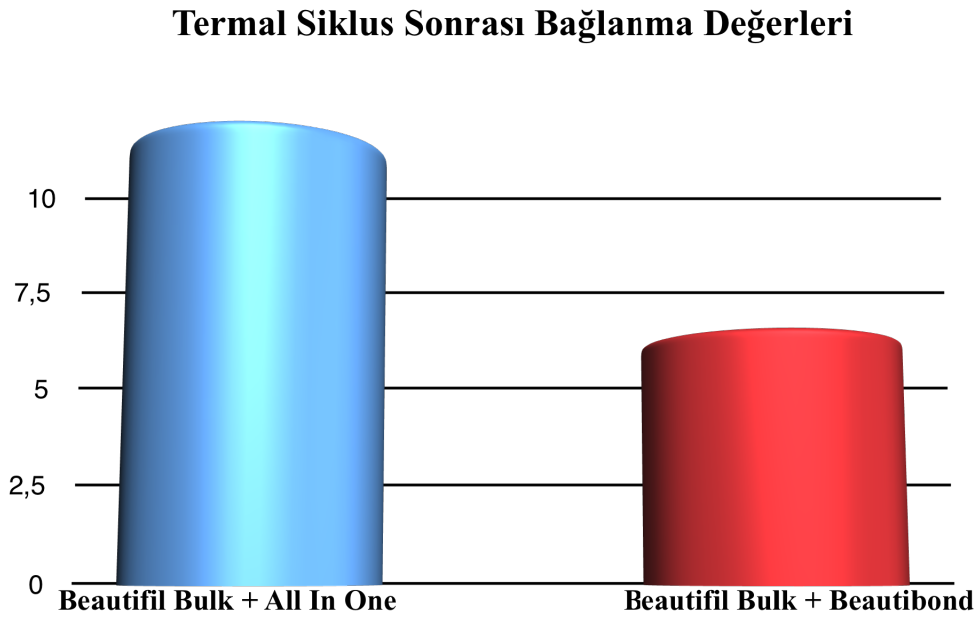
6.1.3.4. Termal siklus sonrası Beautifil-bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6. 20 Termal siklus sonrası Beautifil-bulk kompozit gruplarının

	Termal Siklus Sonrası
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	9,94±3,34
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv)	5,43±1,57
p	**0,001**

Bağımsız t testi

Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) grubunun Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamaları Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv) grubunun Termal Siklus Sonrası bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,001).



Şekil 6. 18 Termal siklus sonrası Beautifil-bulk kompozit gruplarının karşılaştırılması

6.1.4. Bütün grupların immediyat ve termal siklus sonrası değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 6. 21 Bütün grupların immediate ve termal siklus sonrası değerlerinin

	İmmediate	**Termal Siklus Sonrası**	**p**
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	13,57±3,35	7,43±2,36	**0,006**
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	16,62±2,56	9,94±3,34	**0,0001**
Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv)	10,66±2,61	**4,9±1,19**	**0,0001**
Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv)	11,05±2,96	5,43±1,57	**0,0001**
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	14,56±4,37	9,75±2,43	**0,02**
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	13,92±3,2	10,63±2,15	**0,017**
Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv)	15,47±2,78	11,06±2,67	**0,017**
Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Bond)	**19,38±3,06**	10,68±2,5	**0,0001**
Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv)	8,01±3,02	6,57±1,11	0,187
Sonic Fill 2 (Kerr Bulk) + All In One (Kerr Adeziv)	15,68±2,82	10,35±2,72	**0,001**

Eşlendirilmiş t testi

Termal Siklus Sonrası Beautifil II (Shofu Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,006).

Termal Siklus Sonrası Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,0001).

Termal Siklus Sonrası Beautifil II (Shofu Geleneksel) + Beautibond (Shofu Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,0001).

Termal Siklus Sonrası Beautifil Bulk (Shofu Bulk) + Beautibond (Shofu Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,0001).

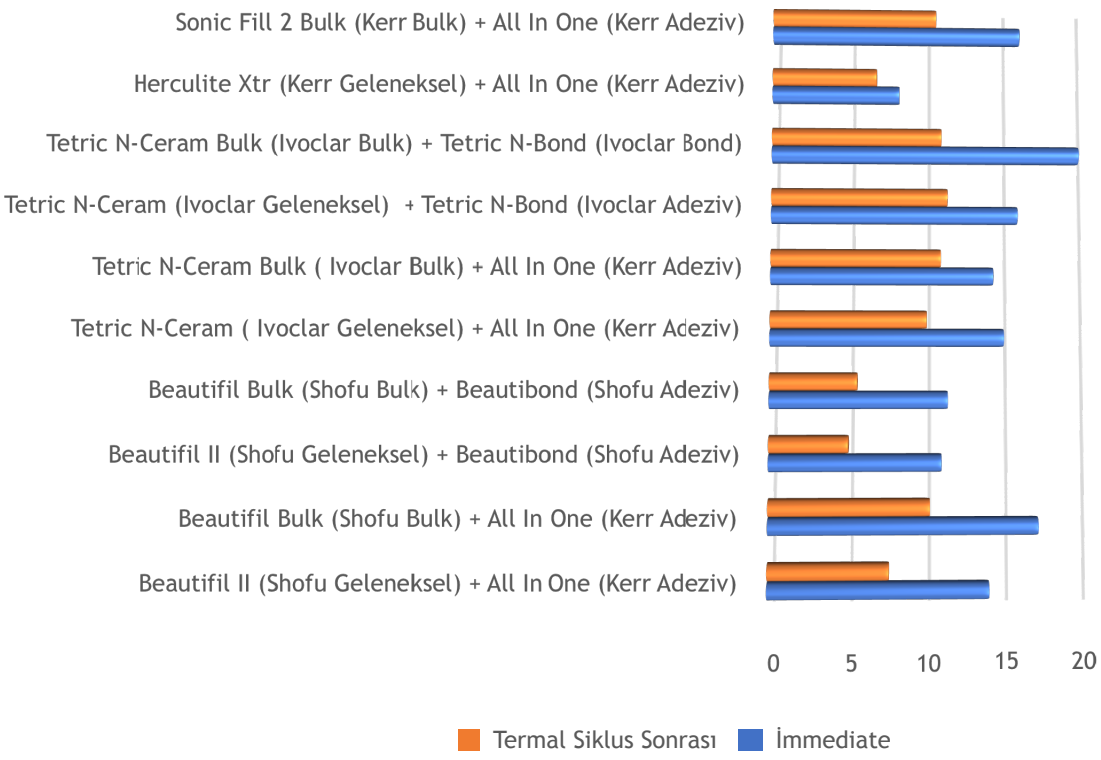
Termal Siklus Sonrası Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,02).

Termal Siklus Sonrası Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + All In One (Kerr Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,017).

Termal Siklus Sonrası Tetric N-Ceram (Ivoclar Geleneksel) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,017).

Termal Siklus Sonrası Tetric N-Ceram Bulk (Ivoclar Bulk) + Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Bond) bağlanma değeri ortalamaları İmmediate bağlanma değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p=0,017).

İmmediate ve Termal Siklus Sonrası Herculite XRV Ultra (Kerr Geleneksel) + All In One (Kerr Adeziv) bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,187).



Şekil 6.19 Bütün grupların immediyat ve termal siklus sonrası karşılaştırılması

6.2. Stereo Mikroskop ile Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

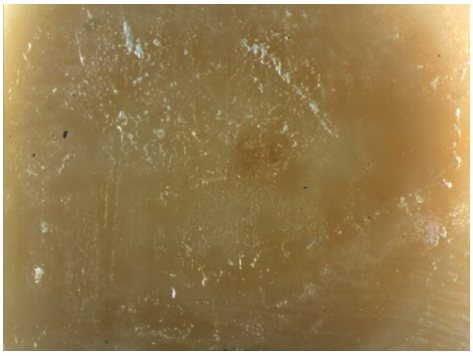
Makaslama testleri sonrasında 200 adet diş stereo mikroskopta incelenerek restoratif materyal diş dokusu arasındaki kopma tipleri aşağıdaki şekilde kaydedildi. Kopma tiplerinin dağılımı Tablo 6.22 de gösterilmiştir.

Adeziv Kopma: Restoratif materyalin diş dokusundan kopması *(Resim 6.1)*

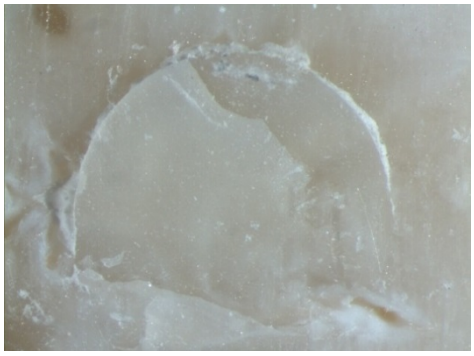
Kompozitte Koheziv kopma: Kompozit rezinin kendi içinde kopması *(Resim 6.2)*

Dentinde Koheziv Kopma: Diş dokusunun kendi içinde kopması *(Resim 6.3)*

Mix Kopma: Koheziv ve adeziv tip kopmanın birlikte görüldüğü kopma *(Resim 6.4)*



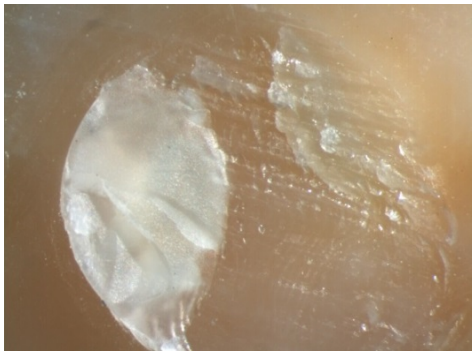
Resim 6.1: Adeziv kopma



Resim 6.2: Kompozitte koheziv kopma



Resim 6.3: Dentinde koheziv kopma



Resim 6.4: Mix kopma

Tablo 6. 22 Kopma tiplerinin dağılımı

Test koşulları	Bonding	Kompozit	Kompozitte koheziv kopma	Dentinde koheziv kopma	Adeziv kopma	Mix kopma
İmmediyat	3 solventli Kerr OptiBond All-in-one	Sonic Fill 2	-	2	2	6
		Herculite XRV	-	-	7	3
		Tetric N-ceram	-	3	2	5
		Tetric N-ceram Bulk	-	3	2	5
		Beautifil II	-	2	4	4
		Beautifil-Bulk	-	2	2	7
	Etanol içerikli İvoclar Tetric NBond	Tetric N-ceram	-	1	3	6
		Tetric N-ceram Bulk	-	4	1	5
	Aseton içerikli Shofu BeautiBond	Beautifil II	-	-	5	5
		Beautifil-Bulk	-	-	4	6
10000 Termal Siklus	3 solvent içerikli Kerr OptiBond All-in-one	Sonic Fill 2	-	1	6	3
		Herculite XRV	-	-	8	2
		Tetric N-ceram	-	1	5	4
		Tetric N-ceram Bulk	1	2	1	6
		Beautifil II	-	2	6	2
		Beautifil-Bulk	-	-	7	3
	Etanol içerikli İvoclar Tetric NBond	Tetric N-ceram	-	2	3	5
		Tetric N-ceram Bulk	1	2	3	4
	Aseton içerikli Shofu BeautiBond	Beautifil II	-	-	10	-
		Beautifil-Bulk	-	-	8	2

7. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinin temelini, minimum doku kaybıyla dişleri restore etmek oluşturur. Bunu sağlayabilmek için kalan sağlam diş dokusuyla güçlü bir bağlanma oluşturan adeziv sistemler gereklidir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005)

Adeziv sistemlerde klinik başarı, diş dokusu ile materyal arasındaki bağlanmanın kalitesi ve bu ilişkinin ne kadar süre korunduğu ile değerlendirilmektedir. Yapılan araştırmaların amacı, materyal ve diş dokusu arasındaki adezyonu geliştirmektir. Böylece restorasyonların klinik ömürlerinin uzaması ve diş dokusunun daha uzun süre korunması mümkün olacaktır (Bowen 1987, Asmussen ve Munksgaard 1988, Asmussen 1992, Van Meerbeek, Perdigao ve ark. 1998, Bonilla, Stevenson ve ark. 2003). Buna paralel olarak çalışmamızda, adeziv sistemlerin içeriklerinin dentine bağlanma kalitesini etkileyebileceği düşüncesi ile optimum sonuçlara ne şekilde ulaşılabileceğinin araştırılması hedeflenmiştir.

Bu çalışmanın amacı; aseton, etanol ve su olmak üzere 3 solventli self etch adezivin, aseton ve etanol/su içerikli olmak üzere 2 ayrı solventli self etch adezivin (2 farklı markada) dentin yüzeylerine uygulamalarında konvansiyonel ve bulk fill kompozitlerin makaslama bağlanım dayanımlılarının (SBS) immediyat ve termal siklus (10.000 termal siklus) sonrası durumlarının karşılaştırılmasıdır

Yapılan çalışmaların ışığında, dentin adeziv sistemlerin en üstün performanslarını; bağlanmaya uygun bir dentin yüzeyi oluşturulmasını takiben rezinin dentin tübülleri içerisine infiltrasyonunun sağlanması ve bunun sonucunda da rezin-dentin bağlantısının gerçekleştirilmesi ile sergiledikleri belirtilmiştir. Dentinin rezin ile uygun bir şekilde bağlanması; mikrosızıntıyı azaltmak, hassasiyetin önlemek, tutuculuğu artırmak ve restorasyon bölgesinde çürük oluşumunu önlemek için gereklidir (Al Qahtani, Platt ve ark. 2003, Bonilla, Stevenson ve ark. 2003, Cardoso, Lopes ve ark. 2005, Lopes, Cardoso ve ark. 2006).

Adeziv sistemlerin etkinliği in vitro koşullarda bağlanma dayanımı testleri ile değerlendirilirken; klinik olarak ise restorasyonların ağızda kalma süreleriyle değerlendirilmektedir. Adeziv sistemlerin, mineye olan bağlanmaları dentine olana oranla daha dayanıklı ve güvenilir olduğundan çalışmalar daha çok rezin-dentin arası bağlanmanın neden daha düşük olduğunu anlamaya yoğunlaşmıştır. Yaşanan bu sorunun aslında birçok nedeni vardır. Bunlar, dentin yapısının ve içeriğinin mineye oranla daha heterojen oluşu, fiziksel ve kimyasal uygulamalar sonrasında dentin yüzeyindeki değişimler, adezivlerin uygulanma yöntemleri ve fizikokimyasal özellikleridir. Bağlanma dayanımı ile ilgili bilgilerin çoğu in-vitro testler sonucunda elde edilmektedir (Carvalho, Manso ve ark. 2012)

Dentin canlı ve uyaranlara cevap verebilen biyolojik bir dokudur. Alınan tüm önlemlere rağmen dentinin in vitro şartlar altında yapısının değişmeden korunabilmesi pek mümkün olmamaktadır. Çekilmiş dişlerde dentin tübülleri içerisine bulunan odontoblast uzantıları, dentin lenfi ve bunların hareketinden sorumlu pulpa iç basıncı oluşmamaktadır. Özellikle derin dentin bölgelerinde, pulpa basıncının etkisiyle dentin lenfinin kaviteye hareketi fazla olmakta, bu da dentinin yüzey yapısını ve polimerizasyon aşamalarını etkileyebilmektedir. Bu sebeplerden dolayı dentine olan adezyonun değerlendirilmesinde ve geliştirilmesinde en uygun yöntem klinik çalışmalar olmasına rağmen, bu tür çalışmalar hem uzun zaman almakta hem de yüksek maliyetli olmaktadır (Gwinnett 1992, Mason, Ferrari ve ark. 1996).

Klinik çalışmalar, hasta seçimi, restorasyonların uygulanması, başlangıç ile kontrol zamanları arasında birkaç yıl gibi uzun zamanlar gerektirmesi ve hastaların takibi bakımından oldukça zordur. Ayrıca, ağız ortamında farklı streslerin aynı anda restorasyon üzerine etki etmesi, restorasyonların başarısızlığının temel nedenini anlayabilmeyi imkansız hale getirmektedir (Van Meerbeek, De Munck ve ark. 2003). Bu tür çalışmalarda hastanın ağız bakımı, yaşı, oklüzal ilişkileri, lezyonun etyolojisi (mekanik defect, çürük, erozyon), uygulama aşamasındaki ortamın nemliliği,

manipülasyon gibi etkenler çalışma verilerini etkileyebilmektedir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005, Heintze, Ruffieux ve ark. 2010, Heintze, Rousson ve ark. 2015). Ayrıca standardize edilemeyen parametrelerin bulunması, çalışma planının doğru yapılmaması (randomizasyonun veya kontrol grubunun olmaması vb.), kısa periyotlu kontrol randevuları, kontrol hastalarının randevulara gelme oranlarının %50' den daha az olması gibi sebeplerden dolayı çok farklı sonuçlar görülebilmektedir (Hickel, Roulet ve ark. 2007). Ayrıca ağız ortamında çalışmanın oluşturduğu zorluklar, tükürük ve değişken ağıziçi sıvıların kontaminasyonu gibi standardize edilemeyen ve verileri etkileyen sebepler de vardır (Gale ve Darvell 1999) Üretici firmaların sürekli ve yeni ürettiği materyallerin etkinliğinin test edilmesi için araştırmacıların daha hızlı ve basit yöntemleri tercih etmelerine yol açmaktadır. Bu nedenle materyallerin etkinliğini analiz etmek için in-vitro yani laboratuvar çalışmalarına güvenilmektedir (Hara, Pimenta ve ark. 2001) Fakat bu testlerin genellikle tek bir değişkeni değerlendirirken diğer değişkenleri sabit tutması bu yöntemin dezavantajlarından birisidir. Genellikle bu testler hızlı, basit ve düşük maliyetlidir(report 2003). Yapılan birçok çalışma, adeziv sistemlerin dayanıklılığını belirlemede en etkili yöntemin laboratuvar testleri olduğunu, klinik performansı öngörebilmek ve bunları geliştirmek için in vitro testlerin olmazsa olmaz yöntemler olarak düşünüldüğünü belirtmektedir (Retief 1991, Pashley, Sano ve ark. 1995, Pashley ve Carvalho 1997). Bu testler, materyallerin kalite kontrolünü ve adeziv sistemlerin gelişimine katkıda sağlamak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Günümüzde adezivler ile ilgili bilgiler çoğunlukla in-vitro çalışmalar yoluyla elde edilmekte, in vitro yöntemler yardımıyla degradasyon hızlandırılabilmekte ve bu materyallerin klinik performansına yönelik öngörü sahibi olunabilmektedir (van Dijken, Sunnegårdh-Grönberg ve ark. 2007, Peumans, De Munck ve ark. 2010, Liu, Tjäderhane ve ark. 2011, Araújo, Souza ve ark. 2015).

Mason ve ark. (Mason, Ferrari ve ark. 1996), yaptıkları çalışmada dört farklı adezivin makaslama bağlanma dayanımı değerlerini in vivo ve in vitro olarak

değerlendirmiş ve bunları birbirleriyle karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, iki ortam arasında anlamlı farklılıklar olmadığını ve in vitro çalışmaların güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu testlerin güvenilirliğini bildiren farklı çalışmalar da mevcuttur (Gwinnett 1992, Heymann ve Bayne 1993). Bu nedenle bizim çalışmamız da in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Diş dokusuna adezyonu test etmek için beş yaşından büyük olmayan sığır mandibular kesici dişlerinin veya insan daimi premolar/molar dişleri kullanılması önerilmektedir (ISO 2003) Ancak insan ve sığır dişlerinde farklı derinliklerdeki dentin dokusunun tübül çapı ve sayısının karşılaştırıldığı bir çalışmada dentin tübüllerinin yapısında insan ve sığır dişinde morfolojik olarak farklılıklar tespit edilmiş ve insan dişindeki dentin dokusunda sığır dişindeki dentin dokusundan daha çok sayıda ve dar çaplı dentin tübüllerinin bulunduğu tespit edilmiştir (Lopes, Sinhoreti ve ark. 2009) ISO standartlarına göre, bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılan dişler çürük olmayan ve herhangi bir restorasyon uygulanmamış dişler olmalıdır. Çürüksüz insan dişleri kullanıldığında bile farklı yapı ve bölgelerdeki dentin dokuları bağlanma dayanımına etki etmektedir. Bunun sebebi, yüzeyel dentinden derin dentine doğru dentin kanallarının çap ve sayısının artması, dentinin kimyasal içeriğinin değişmesi, kollajen içeriğinin azalması, dentinin geçirgenliğinin değişmesi ve dentinin nemliliğinin artması gibi farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Buna bağlı olarak yüzeyel dentinde elde edilen bağlanma dayanım değerleri derin dentine olan bağlanma değerinden daha yüksektir (J. 2010, Villela-Rosa, Gonçalves ve ark. 2011). Yuan ve ark. (Yuan, Shimada ve ark. 2007) derin ve yüzeyel dentin kesitlerindeki nanosızıntıyı karşılaştırdıkları çalışmalarında yüzeyel dentinde daha az gümüş birikimi görüntüsü saptarken, derin dentinde daha yoğun ve daha fazla miktarda gümüş kümeleri görüntüsü saptandığını bildirmişlerdir. Benni ve ark. (Benni, Naik ve ark. 2014) *self-etch* adeziv sistemler ile ilgili yaptıkları çalışmada kuronal bölgeye yakın olan derin dentin yüzeyindeki makaslama bağlanma değerlerinin, pupla tabanına yakın olan bölgedeki derin dentin yüzeyine olan

bağlanma değerlerinden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu saptamışlardır. Fakat sadece diş sahiplerinin beslenme alışkanlıklarını, yaşları, sağlık durumlarını, kültürlerini değil, ayrıca dişlerin yapısını ve birleşimini standardize etmenin mümkün olmadığı kanısına varmışlardır (ISO 2003). Yapılan çalışmalar substratın özelliklerinin dentin/adeziv birleşim bölgesinde oluşan bağlanmayı doğrudan etkilediğini göstermiştir. Ayrıca, etkilenmiş(sklerotik veya çürükten etkilenmiş) dentine olan bağlantı değerlerinin de, sağlıklı dentin yüzeylerine olan değerlere oranla %30-40 daha az olduğu bildirilmiştir(Spencer, Ye ve ark. 2010).

Çalışmamızda, elde edilme kolaylığı ve standartlara uygun boyutlarda olması nedeniyle, bağlanma değerlerinin olumsuz etkilenmemesi sebebiyle çürüksüz ve restorasyonsuz insan 3. büyük azı dişleri kullanılmıştır.

ISO standartlarına göre bağlanma değerlerinin ideal olarak ölçülebilmesi için numunelerin diş çekiminden hemen sonra hazırlanması ve testlerin uygulanması gerekmektedir. Ancak bu durum pratikte pek mümkün değildir. Bu durum sebebiyle, aynı çalışmada, testlerde kullanılacak dişlerin çekim işlemini takip eden en fazla 6 aylık süre içerisinde de kullanılabileceği önerilmektedir (Specialties 2010). Yapmış olduğumuz çalışma son 6 ay içerisinde çekilen çürüksüz insan azı dişleri kullanılmıştır.

Ayrıca iyi bir adeziv/dentin bağlantısının sağlanabilmesi için dentinde oluşan *smear* tabakası oldukça önemlidir. İn-vitro çalışmalarda bağlanma dayanımı ölçümü yapılacak dentin yüzeylerinde *smear* tabakası birkaç farklı yöntemle oluşturulabilmektedir. Bunun standart bir şekilde sağlamak için 180-1200 grenli silikon karbit zımparaların; karbit frezlerin ya da ince, orta, kalın grenli elmas frezlerin kullanımı önerilmektedir (Scherrer, Cesar ve ark. 2010) Çalışmamızda standart bir *smear* tabakası oluşturmak amacıyla oklüzal yüzeylerdeki mine tabakası kesme cihazıyla uzaklaştırıldıktan sonra diş yüzeylerinden, orta grenli elmas frezlerle geçilerek pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.

Smear tabakasının oluşturulma şekli bu tabakanın kalınlığını etkilemektedir. Elmas frezler ile oluşturulan *smear* tabakası, silikon karbit zımparalarla oluşturulan *smear* tabakasından daha yoğundur. Bu durum özellikle *self-etch* adeziv sistemlerin demineralizasyon etkinliğini değiştirmektedir. *Smear* tabakasının pürüzlülüğü, kalınlığı, yoğunluğu ve diş yapısına bağlanma şekli özellikle *self-etch* adezivlerin diş dokusuna bağlanma dayanımını etkilemektedir (J. 2010)

Ermiş ve ark. (Ermis, De Munck ve ark. 2008) orta, ince ve ekstra ince olmak üzere üç farklı gren kalınlığındaki elmas frezle hazırlanan dentin yüzeylerinde *self-etch* adezivlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, ultra-zayıf asidik self- etch adezivler haricinde tek basamaklı *self-etch* adezivlerin bağlanma dayanımlarının frezlerin gren boyutundan etkilenmediğini bildirmişlerdir. Fakat klinik pratiğinde dentin dokusunun preparasyonu hiçbir zaman alüminyum oksit aşındırıcılarla ya da silikon karbid frezlerle tamamlanmamaktadır (Pashley, Sano ve ark. 1995). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak bu çalışmada dentin yüzeyini hazırlanmasında elmas frezler kullanılmıştır.

Elmas frezlerin kullanıma bağlı olarak aşındırıcı etkinliğinin azaldığı bilinmektedir. Bu tip frezler üzerinde bulunan elmas partiküller zamanla işlevini yitirdiğinden dolayı bu enstrümanların uzun süre kullanılması uygun değildir (Siegel ve Von Fraunhofer 1996). Bu nedenle çalışmamızda kavite hazırlığında kullanılan frezler 5 kavite preperasyonu sonrasında değiştirilmiştir.

Bağlanma değerlerini etkileyebilecek bir başka faktör de adezyon alanının dentin bölgesinde sınırlandırılmasıdır. Materyalin bağlandığı yüzey alanı ile ilgili kesin bir değer olmamasına rağmen bu testlerde, 3 - 10 mm arası çaplardaki alanlar tercih edilmektedir (Pashley, Sano ve ark. 1995). Bağlanmanın gerçekleştirilmek istenildiği alanın dışına taşan materyal sebebiyle bağlanma dayanımı değerlerinin etkilenebileceği için bu testlerde ortasında adezyon alanı kadar boşluk olan adeziv bantların kullanılması önerilmektedir (Retief 1991). Literatürlerde bağlanma

dayanımı ölçümleri kopma anında birim alana düsen kuvvet cinsinden verildiği için farklı çalışmalarda farklı büyüklükteki adezyon alanlarının kullanılmasının sayısal verilerin karşılaştırılmaları açısından önem taşımadığı düşünülebilir, ancak bu değişiklikler kopma tipinde farklara neden olabilmektedir. Bizim çalışmamızda öneriler doğrultusunda alan sınırlandırılması 4 mm olarak gerçekleştirilmiştir.

Restoratif işlemlerin tamamlanmasından sonra bağlanma testlerinin ne zaman gerçekleştirildiği de önemlidir. Price ve Hall (Price ve Hall 1999), yaptıkları çalışmada altı farklı adezivin uygulamadan 10 dakika ve 24 saat sonraki makaslama bağlanma değerlerini karşılaştırmışlar ve 10 dakika sonraki bağlanma değerlerinin 24 saat sonraki bağlanma değerlerine göre anlamlı derecede daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bu doğrultuda, yapılan testlerde 24 saat sonraki bağlanma değerlerinin kriter olarak alınması gerektiği kanısına varmışlardır. Bazı bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvvetlerinin uygulandıktan sonraki 24 saat içerisinde arttığı bilinmektedir. Örneğin, iki aşamalı olarak uygulanan Scotchbond Multipurpose(3M ESPE, ABD) adezivin teknik ürün broşüründe; birinci dakikadaki bağlanma değeri 10 MPa iken, 1 saat sonunda bu değerin artarak 24 MPa'ya çıktığı bildirilmiştir (Price ve Hall 1999). Bizim çalışmamızda da bu literatür ile uyumlu olarak bağlayıcı sistemler polimerizasyon sonrası 24 saat bekletildikten sonra test edilmişlerdir.

Kompozit materyellerin polimerizasyon aşamasının tam olarak gerçekleştirilmediği durumlarda, restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri etkilenebilir ve restorasyonda renklenme, mikro sızıntı, kırılmaya karşı direncin azalması, aşınmanın artması, restorasyonun tutuculuğunun azalması, su emiliminin artması, pulpal reaksiyonlar veya restorasyonun kaybı görülebilir (Civelek 2004) Yetersiz polimerizasyon sebebiyle dental materyallerden geriye kalan artık monomerler, dentin kanallarından geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara yol açabilirler. Bu sebeple polimerizasyon cihazlarının kalitesi dental materyallerin özelliklerini doğrudan etkilemektedir (Hansel, Leyhausen ve ark. 1998, Spagnuolo, Annunziata ve ark. 2004). Genel olarak rezinlerin polimerizasyon seviyesi,

polimerizasyondaki genel durumlar, materyalin kompozisyonu ve ışık cihazının kalitesinden doğrudan etkilenir (Rahiotis, Kakaboura ve ark. 2004)

Price ve ark. (Price, Felix ve ark. 2003) yaptıkları çalışmada kompozit materyallerin farklı derinliklerdeki etkisini göstermek için, kompozitin alt/üst yüzeyinin sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen farklı renk ve yapıdaki kompozit materyaller ve farklı ışıklı cihazların kullanılması sonucunda, üst sertlik değerlerinde oluşabilecek varyasyonlar sebebiyle oransal sapmaların ortaya çıkabileceğini, bu durumda materyalin üst yüzeyindeki sertlik değerlerine dikkat edilmesi ve elde edilen en yüksek değerlerin baz alınması gerektiğini belirtmiştir.

Işık cihazlarının penetrasyonu uygulanan kompozit rezinin derinliklerine doğru azaldığı için, özellikle derin kavitelerde kompozit uygulamasının tabakalama yöntemiyle uygulanması gerektiği bildirilmiştir. (Niu, Ma ve ark. 2009) Çalışmamızda yeterli polimerizayonun sağlanması için kompozit rezin üretici firmanın önerisi doğrultusunda 2 mm kalınlıkta örneklerle çalışma yapılmıştır.

Yapay yaşlandırma testi olarak suda bekletme ve termal siklus en çok uygulanan yöntemlerdir (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005) Termal siklus, numunelerin farklı sıcaklıktaki banyolarda belirli sayıda devir yaparak belirli sürelerde periyodik olarak bekletilmesi işlemidir. Termal siklus parametrelerini belirleyen başlıca kriterler, restorasyonun ağız ortamında maruz kalacağı en düşük ve en yüksek sıcaklık değerleri, bu değerlerde kalma süresi ve devir sayısı gibi etkenlerdir (Wegner, Gerdes ve ark. 2002) Restoratif materyalin büzülme ve genleşme katsayısının dişten farklı olması nedeniyle, termal siklus işleminde, rezin/dentin arayüzünde tekrar eden büzülme-genleşme stresleri oluşur ve adeziv ile dentin arayüzüne su infitre olur (De Munck, Van Landuyt ve ark. 2005) Oluşan hidroliz sonucu arayüz içeriklerinin yıkımı ve polimer matriksin mekanik özelliklerinin değişmesiyle bağlanma etkinliği azalır (Baracco, Fuentes ve ark. 2013).

Akın ve ark. (Gülşah, HERGÜNER-SİSO ve ark. 2012) Sınıf I kavitelerde, termal siklus ve suda bekletme ile yaşlandırmanın *self-etch* adezivlerin bağlanma kuvveti üzerine olan etkilerini inceledikleri çalışmada 10000 devir termal siklus uygulamasının *self-etch* adezivlerin bağlanma dayanımlarını etkilemediğini ve iki basamaklı *self-etch* adeziv sistemlerin tek basamaklı self etch adeziv sistemlerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Çöteli (K. 2008), dört farklı tek basamaklı *self-etch* adeziv kullanarak yapmış olduğu çalışmada, farklı devirlerde uygulanan termal siklus sonrası dentine olan bağlanma dayanımı değerlerini incelemiş ve termal siklus uygulamasının, adezivlerin su geçirgenliğini ve su emilimlerini arttırarak dentine olan bağlanma dayanımını azaltabileceğini belirtmiştir. Araştırmacı, Optibond All-in-One'ın 2000 ve 4000 devir termal siklus uygulaması sonrasında bağlanma dayanımında anlamlı derece azalma olmayışını, adezivin içeriğindeki nanodoldurucu partiküllerin organik matriks miktarını azaltarak, dolaylı olarak su emilimi miktarını da düşürebileceği şeklinde açıklamıştır. Sezinando ve ark. (Sezinando, Perdigão ve ark. 2012) Optibond All-in-One adezivin bağlanma kuvvetinin 20000 devir termal siklus uygulamasından etkilenmediğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, fosfat monomer GPDM'in hidroksiapatit ile kimyasal bağlanma potansiyeline sahip olabileceğini ve oluşan kimyasal bağ sonucunda yüksek bağlanma kuvvetinin olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da termal siklus sonrası yapılan karşılaştırmalarda, genel olarak termal siklustan en az etkilenen grup optibond all-in-one adezivin kullanıldığı gruplar olmuştur. Düz dentin yüzeylerinde Optibond All-in-One'ın bağlanma dayanımının 10000 kez termal siklus uygulamasından daha az olumsuz yönde etkilenmesini adezivin doldurucu içerikli olmasına ve GPDM'nin hidroksiapatit ile kimyasal bağlanma potansiyeline bağlayabiliriz.

Baracco ve ark. (Baracco, Fuentes ve ark. 2013) termal siklusun mikrogerilim bağlanma dayanımına etkisini yedi farklı adeziv üzerinde incelemiş ve numuneler 5000 devir termal siklusa maruz bırakılmıştır. Sonuç olarak, bütün test gruplarındaki

adezivlerin bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı derecede azalma tespit edilmiştir. Araştırmacılar, adeziv-dentin bağının termal yaşlanmaya karşı direncinin materyale bağlı olduğunu, yaşlandırmadan sonra tek basamaklı *self-etch* adezivlerin adeziv kapasitelerinin önemli ölçüde azaldığını ve en düşük bağlanma değerlerinin bu materyallerde elde edildiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bütün gruplarda termal siklus sonrasında dentin bağlantısında düşüş gözlenmiştir.

Toledano ve ark. (Toledano, Osorio ve ark. 2003) yaşlandırma işleminden sonra *self-etch* adezivlerin bağlanma değerlerinde anlamlı azalmalar olduğunu göstermişlerdir. *Self-etch* adezivlerin hidrofilik özelliklerinden dolayı su emilimini artırarak rezin-dentin bağlantı bölgesindeki hidrolitik yıkıma yol açtığını belirtmişlerdir. Tek basamaklı self etch adezivlerde hidrolitik yıkım artarken bu durum total-etch ve iki basamaklı self etch adezivlerde de bu durum benzerdir. Buna bağlı olarak, rezin-adeziv arayüzündeki bağlanma değerinin, adezivin uygulanma yönteminden çok adezivin içeriğine bağlı olduğunu söyleyebiliriz (Baracco, Fuentes ve ark. 2013).

Bağlanma dayanımı testleri genellikle örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra ölçülmesine rağmen, testin klinik pratiğiyle daha uyumlu olabilmesi için numuneler yaşlandırma işlemi uygulamak gereklidir. Buna paralel olarak bağlanma dayanım testi çalışmalarının % 35'ine yaşlandırma faktörü teste dahil edilmiştir (Van Meerbeek, Peumans ve ark. 2010). Güncel birçok çalışmada çeşitli test metodlarıyla rezin-dentin bağlantı bölgesinde kimyasal yıkımın olduğu gösterilmiştir. Genel olarak çalışmalar, hibrit tabakadaki kollajen fibrillerin ve adeziv rezinin yıkımı ile dentine bağlanma değerlerinin zamanla azaldığını göstermektedir (Hashimoto 2010). Kompozit rezin restorasyonların retansiyonunu ve marjinal bütünlüğünü sağlamak için dolgu materyali ve diş dokusu arasında oluşabilecek streslere karşı dirençli adezyon gerekmektedir. Rezin ve dentin bağlantı bölgesindeki yıkım temel olarak üç safhada gerçekleşir; adeziv sistemin polimer yapısında su absorbe edilir, ardından rezin hibrit tabakadan uzaklaşır ve sonunda, açığa çıkan kollajen fibrilleri dentin

sıvısı veya ağız içi sıvılardan kaynaklanan matriks metalloproteinaz enzimi ile yıkıma uğrar (Ülker, Özcan ve ark. 2010).

Self-etch adezivlerin etkinliği ayrnı zamanda *self-etch* primerin demineralizasyon etkiniğine de bağlıdır. İyi bir hibrit tabakası oluşturmak için asidik monomerlerin *smear* tabakasını çözerek altında kalan dentin dokusunu demineralize edecek etkinliğe sahip olmaları gereklidir (Tay ve Pashley 2001). Çalışmamızda kullandığımız adezivlerin asidik değerleri birbirlerine benzer olduğu için, bağlantı değerlerinin karşılaştırılmasının bu durumdan etkilendiğini düşünmemekteytiz

Rezin materyallerinin diş sert dokularına bağlanma değerleri, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanımın ölçülmesi ile yapılmaktadır. Çekme kuvvetlerine dayanım çekme-koparma testi ile ölçülürken, makaslama bağlanma dayanımı ise itme-kayma yöntemiyle gerçekleştirilmektedir(report 2003). Değerlendirme, bağlantı yüzeyine makaslama ya da gerilim kuvveti uygulanması sırasında kopmanın gerçekleştiği sırada birim alana düsen yük miktarının ölçülmesiyle yapılmaktadır. Literatür incelemesi yapıldığında makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmaların, çekme kuvveti testlerine oranla daha fazla yapıldığı görülmektedir (Nakajima, Sano ve ark. 1995, May, Swift ve ark. 1997). Bunun sebebi olarak, makaslama kuvvetlerinin klinik şartları daha iyi taklit ettiği olarak kabul edilmektedir (Cardoso, Braga ve ark. 1998).

Çekme testleri eğer dikkatli bir şekilde yapılmazsa, numunelerin tork kuvvetlerine maruz kalması sonucu bağlanma değerlerinde düşüş yaşanabilir (Sano, Shono ve ark. 1994). Sonlu element analizleri, çekme streslerinin homojen bir şekilde dağılmadığını, test edilen ara yüzün yapısı kadar uygulanan yükün çeşidinin de önemli olduğunu göstermiştir(Van Noort, Noroozi ve ark. 1989, Van Noort, Cardew ve ark. 1991). May ve ark. (May, Swift ve ark. 1997) ile Cardoso ve ark. (Cardoso, Braga ve ark. 1998) çekme testleri esnasında dikkatli olunması gerektiğini aksi takdirde örneklerin üniversal test cihazına bağlanması aşamasında kompozit bloklara

istenmeyen streslerin gelebileceğini ve bunlarında olması gerekenden daha az bağlanma değerleri elde edilmesine yol açabileceğini belirtmişlerdir. Sano ve ark. (Sano, Yoshiyama ve ark. 1995), çekme bağlanma dayanımının bağlanma yüzeyi ile ters orantılı olduğunu belirtmişler ve daha küçük alanların bağlanma dayanımını değerlendirmek için günümüzde sıkça tercih edilen mikro gerilim test yöntemini geliştirmişlerdir. Mikro gerilim test yönteminin tek bir diş için ortalama bağlanma dayanımı değerinin hesaplanabilmesi, daha küçük alanların test edilebilmesi ve homojen olmayan yüzeylerin bağlanma değerlerinin hesaplanabilmesi gibi avantajları olmasına rağmen uygulanmasının zor olması, özel ekipmanlar gerektirmesi, 5 MPa'dan daha küçük bağlanma değerlerinin ölçülememesi ve örneklerin çok ince olmaları sebebiyle kısa sürede dehidrate olmaları gibi dezavantajları vardır (Pashley, Sano ve ark. 1995). Son yıllarda geliştirilen mikro makaslama test yöntemi de mikro gerilim test yöntemi ile aynı dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle ve klinik uygulamalara daha benzer sonuçlar alınabilmesine olanak sağlaması nedeni ile çalışmamızda mikro gerilim test metodu yerine makaslama test metodu tercih edilmiştir.

Makaslama testlerinde bir deneyin test grupları arasındaki standart sapmanın ortalama %52 gibi yüksek bir oranda olması test grupları arasında karşılaştırma yapmayı zorlaştırmaktadır. (Cardoso, Braga ve ark. 1998). Bunun sebebi olarak numunelerin bağlantı ara yüzeylerinde oluşan ve homojen olmayan stresler gösterilmektedir. Çünkü kuvveti uygulayan uç, kuvveti örneğe ilettikten kırılma anına kadar önemli bir gerilim ve tork kuvveti oluşturmaktadır (Versluis, Tantbirojn ve ark. 1997). Deneklere kuvvet uygulandığı anda bu kuvvet bir tarafta gerilim oluştururken diğer tarafta makasalama kuvveti olarak etki gösterir. Ayrıca makaslama bağlanma dayanımının ölçüldüğü testlerde standart sapma yüzdesinin yüksek olmasının bir diğer nedeni yüksek tutulan test hızıdır (cross head speed) (Hara, Pimenta ve ark. 2001). ISO standartlarına göre bağlanma dayanımı testlerinde olması gereken hız 0,45 - 1,05 mm/dk'dır (report 2003). Diğer yandan birçok araştırmada

yapılan makaslama bağlantı dayanım testinde hız 2 - 5 mm/dk olarak uygulanmıştır (Shimada, Yamaguchi ve ark. 2002). Hara ve ark. (Hara, Pimenta ve ark. 2001) farklı test hızlarında, aynı materyallerde, birbirinden farklı yüzdelerde kırılma değerleri ve kırılma şekilldei elde etmişlerdir. 0,5 mm/dk test hızında %92,6 oranında adeziv kopma değeri izlenirken 5 mm/dk test hızında %47 oranında adeziv kopma gözlemlemişlerdir. Artan test hızı koheziv kırılma olasılığını arttırarak hatalı verilerin elde edilmesine yol açmaktadır. Elde edilen veriler sadece seçilen diş dokusunun ya da kullanılan materyalin iç koheziv kopma değerlerini göstermektedir (Cardoso, Braga ve ark. 1998).

Çalışmamızda makaslama deneyleri üniversal test cihazında 0,5 mm/dak hız uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan test hızı ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur ve literatürdeki bazı araştırmalarda da aynı değerin kullanıldığı görülmektedir (Nakajima, Sano ve ark. 1995, Prati, Chersoni ve ark. 1998, Wakefield, Draughn ve ark. 1998).

Eligüzeloğlu ve ark. (Bek, Eligüzeloğlu ve ark. 2008), tarafından yapılan in-vitro bir çalışmada belirtilen, üretici firmaların kompozit restoratif materyali ile kendi firmalarına ait adeziv sistemin kimyasal yapılarının yüksek uyumluluğa sahip olduğu ve adezivin en yüksek bağlanma dayanımına bu şekilde ulaşılabileceği düşüncesi dikkate alınarak, çalışmamızda da adeziv üretici firmaların birlikte kullanımlarını önerdiği kompozit restoratif materyaller tercih edildi.

İdeal restorasyonlar için, kullanılan materyallerin üretici firma talimatlarına uygun şekilde yapılması gerekir. Laboratuvar ortamında bu doğrultuda hazırlanmayan numunelerde ölçülen bağlanma kuvveti değerlerinin anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Peutzfeldt ve Asmussen 2002). Bizim çalışmamızda da örneklerin hazırlanması üretici firma talimatları doğrultusunda yapılmıştır.

Dentin dokusunun mineye göre daha nemli ve karmaşık olan yapısı nedeniyle dentin dokusuna bağlanma mine dokusuna bağlanmaya oranla daha zordur ve daha

dikkatli adeziv uygulaması gerektirir (Itthagarun ve Tay 2000). Ayrıca, *smear* tabakasının yapısı da tercih edilen adeziv sisteme ve sistemin pH'sına göre değişiklik göstermektedir (Shinoda, Nakajima ve ark. 2011). Üniversal adeziv sistemler diş hekimliğinde kullanılan en yeni adeziv sistemlerdir. Tek aşamalı kendinden asitli adezivlerde olduğu gibi 'All-in-one' konseptinde tasarlanmışlardır; fakat farklı kullanım yöntemleri de mümkün olduğundan, kendinden pürüzlendirmeli olarak kullanıldığı gibi fosforik asit uygulamasını takiben de kullanılabilirler (Wagner, Wendler ve ark. 2014).

Literatürler incelendiğinde yapılan bir çalışmada (Bonilla, Stevenson ve ark. 2003) dentin bonding uygulamasında kullanılan microbrush ve fırça karşılaştırılmış ve fırça yardımıyla yapılan uygulamalarda daha yüksek bağlanma dayanımı verileri elde etmişlerdir. Çalışmamızda fırça yerine microbrush tercih etmemizin nedeni, Ivoclar Tetric N-bond VivaPen dentin bonding materyalinin kendine ait tek kullanımlık microbrush uçlara sahip olması ve diğer bonding sistemlerin de aynı şartlarda uygulanmasından kaynaklıydı.

Dentin bonding sistemlerin bağlanma dayanımlarını etkileyebilecek bir faktör, bu sistemlerin yapılarında bulunan çözücünün tipidir. Dentin bonding sistemin demineralize edilen bölgeye infiltrasyonu için hidrofilik özellik taşıması gereklidir. Bu nedenle genellikle dentin bonding sistemler içinde farklı organik çözücüler (aseton ve etanol) ya da su kullanılmaktadır. Bu çözücüler, hidrofilik monomerlerin dentin yüzeylerinde açığa çıkmış kollajen ağına infiltrasyonunu arttırmaktadır (Van Meerbeek, Yoshida ve ark. 1998, Peschke, Blunck ve ark. 2000, Perdigão ve Frankenberger 2001, Bonilla, Stevenson ve ark. 2003, Reis, Loguercio ve ark. 2004, Manso, Marquezini Jr ve ark. 2008). Organik çözücü nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirebilmekte ve bu şekilde reçine monomerlerin kollajen ağındaki boşluklara infiltrasyonunu sağlamaktadır (Perdigão ve Frankenberger 2001).

Bazı araştırmacılar (Van Meerbeek, Yoshida ve ark. 1998, Peschke, Blunck ve ark. 2000, Reis, Oliveira ve ark. 2003, Reis, Loguercio ve ark. 2004, Manso, Marquezini Jr ve ark. 2008), aseton ya da etanol içerikli dentin bonding sistemlerin nemli dentin dokusuna bağlanma tekniği ile kullanıldıklarında su içerikli sistemlere göre klinik olarak daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Benzer şekilde literatürlerde, su içerikli dentin bonding sistemlerin aseton ve etanol içerikli sistemlere göre düşük bağlanma dayanımı değerleri verdiğini gösteren araştırmalar da bildirilmiştir (Jacobsen ve Söderholm 1995, Perdigao ve Lopes 1999). Jacobsen ve Söderholm'e (Jacobsen ve Söderholm 1995) göre, aseton içerikli primer, nemli kollajen ağına difüze olduğunda aseton ve HEMA, kollajen ağı içindeki su ile karışmaktadır. Daha sonra, aseton- su buharlaşmakta ve HEMA molekülleri kollajen ağının içinde kalmaktadır. Bu mekanizma sayesinde, çözücü olarak aseton tercih edildiğinde HEMA daha etkili ve hızlı bir biçimde kollajen ağına difüze olmakta ve bütün boşlukları doldurmaktadır. Ancak su içerikli çözücü kullanıldığında, su aseton kadar hızlı ve tamamen buharlaşamadığından, HEMA hızlı ve etkili biçimde difüze olamamaktadır. Su molekülleri, kollajen ağı içindeki boşluklar için HEMA molekülleri ile bir yarış halindedir. Bu sebeple, aseton içerikli çözücülerde kollajen ağı içindeki HEMA yoğunluğu daha düşük olmaktadır. Bu da aseton içerikli sistemlerdeki yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesinin nedenlerinden birdir. Ayrıca su içerikli sistemlerle daha düşük bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilmesinin bir diğer nedeninin, arta kalan suyun, HEMA'nın polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemesi olduğu düşünülmektedir.

Belirtilen avantajlarına rağmen, aseton ve etanol içerikli dentin bonding sistemlerde karşılaşılan önemli bir sorun, kapağın açık bırakılması sonucunda çözücünün kısa sürede buharlaşmasıdır. Çözücü buharlaşması ve buna bağlı dentin bonding sistemlerdeki viskozite değişiklikleri, bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemektedir. Rezin infiltrasyonuna eşlik eden maddeler uçucu olduklarından kolayca buharlaşabilmektedirler. Asetonun (184 mmHg), etanol (43,9 mmHg) ve

suya (17,5 mmHg) göre daha yüksek buharlaşma basıncı olduğu bildirilmiştir. Yüksek buharlaşma basıncı, çözücünün kolay buharlaşmasını sağlamaktadır. Çözücü buharlaştıkça dentin bonding sistemin viskozitesi artmakta ve penetrasyon kabiliyeti azalmaktadır (Abate, Rodriguez ve ark. 2000). Ayrıca aseton ya da etanolün hangisinin daha iyi çözücü olduğu konusunda da tartışmalar bulunmaktadır. Etanolün, suya daha düşük afinite gösterdiğinden ve daha düşük buharlaşma basıncı olduğundan adeziv uygulamalarında dentinin farklı bölgelerindeki nem farklarını daha iyi tolare edebileceği ve daha fazla tercih edilebileceği bildirilmiştir. Hidrofilik yapılarından dolayı aseton ve etanol içeren sistemlerin nemli dentine daha fazla afinite duyduğu bildirilmiştir. Su içermeyen dentin bonding sistemler kullanıldığında yüzeyi nemli bırakmak şart iken, su içerikli sistemlerde kurutma önemlidir. Bundan dolayı ile aseton ve etanol içerikli sistemlerin dentin yüzey nemliliği ve manipülasyon açısından teknik hassasiyet gerektirdiği belirtilmiştir (Van Landuyt, Snauwaert ve ark. 2007). Optimal bağlanma kuvveti için gerekli olan dentin nemliliği, kullanılan adeziv sistemlerin çözücü çeşidine göre değişmektedir. Genel olarak içeriğinde su bulunan adeziv sistemler kuru dentin yüzeylerini yeniden hidrate ederek çökmüş kollajen matriksini tekrar genişletebilirler. Aseton esaslı adezivler, su ve/veya etanol esaslı adezivlere göre daha fazla neme ihtiyaç duyarlar. Aseton esaslı bir adeziv kullanıldığında oldukça hassas olan ‘wet bonding’ tekniğini kullanarak dentin yüzeyini nemli bırakmak şarttır. Su ve/veya etanol esaslı adezivler yüzey nemliliğindeki varyasyonlara karşı daha az hassastır (Swift 2002, Reis, Loguercio ve ark. 2003) Çalışmamızda kullanılan örneklerde, numuneler solüsyondan çıkarılıp sonra su ile yıkandıktan sonra pamuk peletlerle kurulanarak, nemli dentin yüzeyine adeziv işlemler uygulanmıştır.

Çözücüsü farklı yapıdaki dentin bonding sistemlerin bağlanmaya olan etkilerini karşılaştıran ve asit uygulama ve yıkama sonrası dentini kurutma işleminin etanol bazlı dentin bonding sistemlerde bağlanma dayanımı değerleri üzerinde çok fazla etkili olmadığını bildiren literatürler bulunmaktadır (Cardoso, Lopes ve ark. 2005).

Bu nedenle çalışmamızda çözücü içerikleri farklı dentin bonding sistemler seçilmiştir. Kullanılan Kerr All-in-one dentin bonding sistemin çözücüsü aseton/ etanol/su, İvoclar Tetric N-bond dentin bonding sistemin çözücüsü etanol, Shofu Beautibond dentin bonding sistemin çözücüsü ise asetondur. Yaptığımız çalışmanın sonucunda etanol içerikli adezivlerin, 3 solvent içerikli adezivlerle olan bağlantısı karşılaştırıldığında, ivoclar marka bulk fill kompozitlerin etanol içerikli adezivle olan bağlantı değeri, 3 solvent içerikli adezivlerle olana göre anlamlı derece yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi olarak ivoclar tetric N-ceram bulk fill kompozitin içeriğindeki farklı yapıdan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çünkü aynı marka geleneksel kompozitin etanol ve 3 solventli adezivlerle olan bağlantısı karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak bir farklılık görülmemiştir. Shofu marka kompozitin aseton ve 3 solvent içerikli adezivle olan bağlantısı karşılaştırıldığında ise, 3 solvent içerikli adezivle olan bağlantı değerleri, aseton içerikli olan adezivle olan bağlantıya göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Adeziv sistemlerin dentin dokusuna optimal bir bağlanma gerçekleştirmesinde *smear* tabakası önemli bir faktördür. *Smear* tabakası denatüre kollajen ve hidroksiapatitten oluşan *smear* tıkaçları oluşturarak dentin kanallarının girişlerinin tıkanmasına ve dentin dokusunun geçirgenliğinin düşmesine neden olmakta, bu şekilde fiziksel bir bariyer gibi davranarak dentine olan bağlanmayı zorlaştırmaktadır (Kenshima, Reis ve ark. 2005). Bağlanma grupları arasındaki farklılıklar; adeziv sistemin yapısına (primer ve bondingin içeriğine), adeziv sistemin uygulama prosedürüne, akışkan kompozit kullanılıp/kullanılmamasına ve yapısına, adeziv sistem üzerine uygulanan kompozitin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak gelişebilir.

Yazıcı ve ark. (Yazici, Celik ve ark. 2007) farklı adeziv sistemlerin derin ve yüzeysel dentine olan bağlanma değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında bağlanma kuvvetinin kullanılan adeziv çeşidine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Derin dentinde intertübüler dentin alanının azalması ve buna bağlı olarak su içeriğinin artması nedeniyle, bu bölgede adezyonu sağlamaka yüzeyel dentine oranla çok daha zordur (Giannini, Carvalho ve ark. 2001). Klinik olarak hazırlanan kaviteler sadece mine seviyesinde veya yüzeysel dentinde değil, genellikle derin dentin tabakasında sonlanmaktadır. Bu nedenle tüm diş dokularıyla uyumlu ve yüksek değerli bağlanma kuvveti oluşturabilen adeziv sistemlerin kullanılması önerilmektedir (Yazici, Celik ve ark. 2007). Dentin adeziv sistemlerinin içeriği, asiditesi ve çözücü içeriği dişin farklı yüzeylerinde bağlanma kuvveti üzerine etki edebilmektedir(Pegado, do Amaral ve ark. 2010). Toledano ve ark. (Toledano, Osorio ve ark. 2003) farkıl içerikli adezivlerin dentine bağlanma protokollerine göre yüzeysel ve derin dentinde farklı bağlanma kuvveti değerleri gösterebileceğini belirtmişlerdir. Pegado ve ark. (Pegado, do Amaral ve ark. 2010) yüzeysel dentinde olan bağlanma değerinin adeziv sistemden bağımsız bir şekilde daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Atash ve Van den Abbeele'nin (Atash ve VAN DEN ABBEELE 2005) yaptığı bir çalışmada; bağlanma dayanımının, materyalin içeriğindeki çözücüye, pH değerine ve doldurucu içerip içermemesine bağlı olduğu öne sürmüştür. Çalışmamızda kullanılan dentin adeziv sistemlerin pH değerleri hemen hemen aynıdır. Kerr OptiBond All İn One sistemin pH değeri 2,5 iken Ivoclar Tetric N-Bond Universal sistemin pH değeri 2,5-3 arasında ve Shofu BeautiBond adezivin pH değeri 2,4'tür

Kompozit restorasyonlarda kullanılan adeziv sistemin yapısı dentine bağlanmada ve komplikasyonların gelişmesinde önemli bir etkendir. Ayrıca restoratif materyalin fiziksel özellikleri de (doldurucu oranı, elastisite modülü, kırılma direnci, aşınmaya karşı olan direnç, polimerizasyon büzülmesi…) önemlidir. Kompozitin kaviteye uygulama şekli (tabakalı veya "bulk"), polimerizasyon derinliği ve süresi, uygulama esnasında adeziv ile kompozit materyali arasında akışkan bir materyalin kullanılıp kullanılmaması başarıyı etkilemektedir. Yaptığımız çalışmanın sonucunda, adeziv

değişkeni sabit tutarak yaptığımız karşılaştırtmalarda, bütün gruplarda bulk fill kompozitler, geleneksel kompozitlere göre daha yüksek bağlantı değerleri vermiştir.

Kompozit rezinlerde monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak tanımlanmaktadır (Dewaele, Truffier-Boutry ve ark. 2006). Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül oranı polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerden biridir. Genel olarak, hacimce daha yüksek miktarda doldurucu partikül içeren rezinlerde, daha az polimerizasyon büzülmesi olduğu literatürlerle de desteklenmektedir (Aw ve Nicholls 2001).

Son yıllarda, kompozit rezinlerdeki gelişmeler ve buna bağlı olarak üretici firmaların sunduğu ürün çeşitliliği sayesinde diş hekimleri, restore edilecek kavitenin genişliğine, derinliğine ve/veya hastanın uyum düzeyine göre materyal seçimi yapabilmektedirler. Bunların arasında, tek bir kütle halinde kaviteye yerleştirilebilen, düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve 5mm.'ye kadar polimerizasyon derinliğine sahip bulk-fill kompozit rezinler dikkat çekmektedir. Üretici firmalar, geleneksel kompozit rezinlerin derin kavitelere tek bir kalın tabaka halinde yerleştirilmelerinin başarısız polimerizasyona yol açması nedeni ile yeni geliştirdikleri kütlesel yerleştirilebilen kompozit rezinler ile polimerizasyon derinliğini arttırmayı hedeflemişlerdir. Firmaların ürettikleri kompozit rezinlerin 4-6 mm kalınlıklarına önerilen sürede ışık uygulandığında yeterli polimerizasyonun sağlanabileceği öne sürülmektedir (Shortall, Harrington ve ark. 2002, D'Alpino, Bechtold ve ark. 2011). Bu yüzden çalışmamızda aynı markaya ait bulk fill kompozitleri de tercih ettik.

Kırık tipinin de bağlanma kuvveti ile ilişki olduğu düşünülmektedir. Kırık tipleri; adeziv, dentinde ve kompozitte koheziv ve karışık tipte olmak üzere 4 farklı türde sınıflandırılmaktadır (Price ve Hall 1999, Ateyah ve Akpata 2000). Triolo ve Swift (Triolo Jr ve Swift Jr 1992), bağlanma dayanımı düşük olan adeziv sistemlerde kırık tipinin daha çok adeziv kopma türünde olduğunu ve bu sistemlerde sadece minimal

rezin infiltrasyonu gerçekleştiğini düşünmektedirler. Dentinde oluşan koheziv kırığının ise, bağlanma dayanımı yüksek olan adezivlerde görüldüğünü ve dentinle bağlayıcı sistem arasındaki bağın, dentinin koheziv bağlanma kuvvetinden daha yüksek değerde olduğunun göstergesi sayılabileceğini bildirmişlerdir. Price ve ark. 'ları da (Price, Dérand ve ark. 2003) dentin kırığı veya koheziv rezin kompozit materyali kırığının, rezin ve dentin esaslı dolgu materyali arasındaki güçlü adezyona işaret olduğunu ve yüksek bağlanma değerlerinde daha fazla dentin kırığı ve karışık tip kırık gözlendiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar kırık tipi ve bağlanma kuvveti arasında ilişki olabileceği görüsünü desteklemektedir.

Perdigão ve ark. (Perdigao, Frankenberger ve ark. 2000) makaslama bağlanma kuvvetinin değeri arttıkça dentinde oluşan koheziv kırıkların arttığını bildirmişlerdir. Dentin yapısı içinde oluşan koheziv kırıkların, makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin 17,4 MPa'ın üzerine çıktığında başladığını gözlemlemişlerdir. De Araujo ve ark. (de Araujo, Garcia-Godoy ve ark. 1997) ise, dentin yapısında koheziv kırık görülmesi için minimum 14,1 MPa değerinde bir kuvvet gerektiğini bildirmişlerdir. Güncel olan dentin adeziv sitemlerinin gelişmesine bağlı olarak makaslama testlerinde daha sık dentin koheziv kırılmalara rastlanmaktadır. Mason ve ark. (Mason, Ferrari ve ark. 1996) koheziv kırık tiplerinin dentin adeziv sistemin başarısını gösterdiğini ve bunun yüksek bağlanma değerleri ile ilişkilendirilebileceğini vurgulamışlardır. Dentin dokusunda oluşan bu tür koheziv kırılmalar sebebiyle mineralize dentinin koheziv kırılma direnci 20 - 25 MPa olarak değerlendirilmektedir. Ancak, mineralize dentinin gerçek koheziv kırılma direnci 45 - 138 MPa olarak bildirilmiştir (Sano, Shono ve ark. 1994, Watanabe ve Nakabayashi 1994). Bu durum, geleneksel test yöntemleri ile test sırasındaki homojen olmayan kuvvet dağılımı olarak düşünülmüştür (Pashley, Sano ve ark. 1995).

Bizim çalışmamızda saptanan dentin dokusunda ve kompozit materyalinde oluşmuş olan koheziv kırıkların, uygulanan kuvvetin dağılımındaki sapmalar nedeni ile oluştuğunu düşünmekteyiz. Bu nedenle gerçek bağlanma dayanımı değerlerinin

daha yüksek olması ihtimalinin de göz önünde bulundurulması gerektiği kanısındayız.

Al Qahtani ve ark. (Al Qahtani, Platt ve ark. 2003) adeziv sistem ve dentin arasındaki adezyon başarısızlığının düşük bağlanma değerlerinde gerçekleştiğini gözlemlemişler ve bunun nedeninin; bağlayıcı sistemin dentini tam olarak ıslatamaması, homojen olmayan ve ince hibrid tabaka oluşması ya da hibrid tabakanın hiç oluşmaması olabileceğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar, dentin dokusundaki koheziv kırıklarda ise yüksek bağlanma değerleri gözlemlemişler ve bu durumun, adeziv sistem ve dentin arasındaki uyum ve yeterli ıslatmaya, aynı zamanda da düzenli hibrid tabakası oluşmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da sonuçlar bu bulguları destekler niteliktedir. Makaslama bağlantı kuvveti daha yüksek çıkan gruplarda koheziv kırıklara daha çok rastlanmaktadır. Adeziv/mix kırık tipleri ise makaslama kuvvetinin daha düşük çıktığı self etch gruplarında daha fazla oluşmuştur.

Yapılan bazı çalışmalarda dentin dokusuna bağlanmanın ile kırık tiplerini etkilemediğini bildirilmesine rağmen (de Araujo, Garcia-Godoy ve ark. 1997), bu görüşün tersini savunan çalışmalar da bulunmaktadır (Triolo Jr ve Swift Jr 1992, Mason, Ferrari ve ark. 1996, Al-Salehi ve Burke 1997). Örneğin Al Qahtani ve ark. (Al Qahtani, Platt ve ark. 2003) kırık yüzeylerin incelenmesinin, makaslama bağlanma değerlerinin ölçülmesinde önemli bilgiler sağlayabileceğini ve bu durumun kırık tipi sınıflandırılmasının önemli bir verisi olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda kırık tiplerinin incelenmesinin faydalı ve elde edilen sonuçların makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçlarını destekler nitelikte olduğu düşüncesindeyiz.

Dentin bonding sistemlerin çözücülerinin tipi, uygulanan teknik ve sistemlerin kendi kimyasal özellikleri dışında başarılarını etkileyen başka faktörler de vardır.

Bunlardan biri dentin bonding sistemin infiltrasyonu için polimerizasyon öncesi gerekli zamanın verilmesidir. Bu uygulama süresi olarak da tanımlanabilir. Üretici firmalar 10 sn dentin bonding uygulama süresinin yeterli olacağını önermelerine rağmen yapılan pek çok çalışmada 30 sn uygulama süresinin daha etkin bir bağlanma sağlayacağı bildirilmiştir (Swift, Wilder ve ark. 1997, Cardoso, Lopes ve ark. 2005, Manso, Marquezini Jr ve ark. 2008). Çalışmada kullanılan adezivlerin uygulama talimatlarına göre; Kerr OptiBond All in One adezivin uygulama süresi 40 sn. iken, Ivoclar Tetric N-Bond Universal ve Shofu BeatuBond adezivlerin uygulama süresi 10'ar saniyedir ve uygulandıktan sonra 5 sn. boyunca hafif şiddetli hava ile solüsyonun dağıtılması önerilmiştir.

Dentin adezivlerinin içerisinde bulunan organik çözücüler, preparasyon sonrası ortaya çıkmış kollajen ağı içine hidrofilik yapıdaki monomerlerin yayılmasına yardımcı olur. Dentin adezivi uygulandıktan sonra rezinin infiltrasyonunu yardımcı olmak için dentin bondingi inceltmek ve geride kalan artık çözücüyü uzaklaştırmak gereklidir. Çeşitli yöntemlerle yapılabilen bu işlemle ilgili yapılmış bazı çalışmalar vardır (Bonilla, Stevenson ve ark. 2003, Klein-Junior, Zander-Grande ve ark. 2008).

Dentin bonding sistemlerin farklı uygulama teknikleri ile kullanımlarında dentin dokusuna bağlanma dayanımı değerlerinin belirlenmesi diş hekimliği kliniği açısından büyük önem taşımaktadır. İn vitro olarak yapılan bu çalışmamızın klinik uygulamalara yararlı olacağı kanısındayız.

İn vitro çalışmalar, kullanılan materyallerin potansiyel klinik performansları hakkında yalnızca yorumda bulunulmasına yardımcı olmaktadır. Materyallerin in vivo olarak değerlendirilmesi ise gerçek klinik performanslarının belirlenmesi için gereklidir. Bu nedenle oldukça zaman alıcı, maliyeti yüksek ve klinik takibi zor olmasına rağmen daha fazla sayıda ve daha uzun süreli klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Dentin dokusunun nemlilik düzeyi dentin bondingin bağlanmasında göz ardı edilmemesi gereken bir faktördür. Son yıllarda kullanılan hidrofilik dentin bonding sistemlerin nemli dentine kuru dentinden daha iyi bağlanabildiğinin gösterilmesi nedeni ile, çalışmamızda kullanılan tüm kontrol ve deney gruplarında nemli dentin bonding tekniği uygulanmıştır.

Çalışmanın sonucunda, bütün gruplarda yapılan karşılaştırmalarda, all-in-one adezivlerle olan bağlantı değerleri, her markanın kendi adezivleri ile olan bağlantıyla karşılaştırıldığında, 3 solvent içerikli all-in-one adezivlerin bağlantı değerleri, istatistiksel olarak anlam ifade edecek derecede yüksek ya da anlam ifade etmeyen farklılıklarda çıkmıştır. Buna göre, klinik ortamda all-in-one adezivlerin farklı marka kompozit materyaller ile birlikte kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Bu tez çalışmasında bulk fill ve konvansiyonel kompozitlerin farklı solvent içerikli adezivlerle dentine bağlantısı immediyat ve termal siklus sonrası incelenmiş ve karşılaştırması yapılmıştır.

Bulk fill kompozit olarak Ivoclar Tetric N-ceram Bulk, Shofu Beautifill bulk, Kerr sonic fill2; konvansiyonel kompozit olarak Ivoclar Tetric N-ceram, Shofu Beutifill II, Kerr Herculite Xrv kompozitler kullanılmıştır. Adeziv olarak ise aseton içerikli çözücüye sahip Shofu BeutiBond, etanol içerikli Ivoclar Tetric N-bond universal ve aseton,etanol ve su içerikli Kerr optibond all-in-one kullanılmıştır.

Termal siklus öncesi, all-in-one grubunda en yüksek bağlantı değerlerini Kerr sonic fill 2 kompozit verirken, termal siklus sonrasında en yüksek bağlantı değerini, Ivoclar Tetric N-ceram bulk kompozit vermiştir. En düşük bağlantı değerini ise Kerr Herculite Xrv kompozit vermiştir. Genel olarak adeziv grupların tümünde geleneksel kompozitlerin bağlantı kuvveti bulk fill kompozitlerden daha düşük bulunmuştur. Literatürler incelendiğinde bu konuda yapılan az sayıda çalışma olduğu görülmüştür.

Yapılan çalışmalar bizim bulgularımızla paralellik göstermesine rağmen, bulk fill kompozitler ile ilgili daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya gereksinim vardır.

8. SONUÇLAR

1. Tüm gruplarda (Konvansiyonel ve Bulk Fill) en yüksek bağlantı değeri Tetric N-ceram Bulk ile Etanol içerikli solvent içeren Tetric N-Bond Universal adeziv arasında elde edilmiştir.
2. Termal Siklus uygulaması, bütün gruplarda bağlantı değerini düşürmüştür.
3. Shofu grubunda en yüksek bağlantı değerini, deney grubu olanBeautifil Bulk kompozit ile aseton,etanol ve su olmak üzere, 3 solvent içerikli olan Kerr OptiBond All-in-one adezivin bağlantısında elde edilmiştir.
4. İvoclar grubunda konvansiyonel kompozit olan Tetric N-ceram kompozitlerin karşılaştırılmasında, Kontrol grubu olan etanol içerikli Tetric N-bond Universal adezile olan bağlantı değeri en yüksek çıkmıştır.
5. Kerr Optibond All-in-one adezivin kendi marka kompozitiyle olan bağlantıları karşılaştırıldığında, Bulk fill kompozit olan Sonic Fill 2 kompozitin, bağlanma değeri, konvansiyonel kompozit olan Herculite XRV'den anlamlı derece yüksek çıkmıştır.
6. Konvansiyonel olan Ivoclar Tetric N-ceram grubunun, 3 solvent içerikli Optibond All-in-one ve etanol içerikli kendi adezivi ile olan bağlanma değerlerinin karşılaştırılmasında, kontrol grubu olan Tetric N-ceram ve Tetric N-bond adezivin bağlantısı daha yüksek çıkmıştır
7. Kerr Optibond All-in-one adezivin, Ivoclar grubu ile olan bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, konvansiyonel kompozitin bağlanma değerleri, bulk fill kompozite göre daha yüksek bulunmuştur.
8. Kerr Optibond All-in-one adezivin, Shofu grubu ile olan bağlantıları karşılaştırıldığında, Bulk fill kompozitin bağlanma değeri, konvansiyonel kompozite oranla daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği elde edilmiştir.
9. Bütün gruplarda en düşük bağlanma değeri, Kerr Herculite XRV ile 3 solvent içerikli Optibond All-in-one grubunun bağlanması sonrası elde edilmiştir.

10. Tüm grupların termal siklus sonrası bağlanma değerlerindeki karşılaştırmada, Kerr Herculite XRV ile Kerr Optibond All-in-one grubu arasındaki bağlantı istatistiksel olarak anlam ifade etmeyen tek grup olarak bulunmuştur.
11. Konvasiyonel kompozitlerin bağlantı değerlerinin karşılaştırıldığı gruplarda, en yüksek bağlantı değeri Ivoclar Tetric N-ceram ve Tetric N-bond universal adeziv arasıda elde edilmiştir.

Yapılan bu çalışma şartları altında;

Adezivler yönünden; 3 solvent içerikli olan adeziv, aseton içerikli adezive göre daha yüksek bağlantı değerleri gösterirken, etanol içerikli adezive göre ise istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir.

9. KAYNAKÇA

Abate, P., V. Rodriguez ve R. Macchi (2000). "Evaporation of solvent in one-bottle adhesives." Journal of Dentistry 28(6): 437-440.

Acquaviva, G., L. Breschi, R. Di Lenarda, G. Piana, S. Chersoni ve C. Prati (2004). "Adesione e adesivi fra ricerca e clinica: stato dell'arte." Il dentista moderno 9: 2-24.

Ahmad, I. (2013). "Deep resins, white fillings: A new technique for composite restorations." J Cosmet Dent 3: 22-31.

Akimoto, N., M. Takamizu ve Y. Momoi (2007). "10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system." Operative dentistry 32(1): 3-10.

Al Qahtani, M. Q., J. A. Platt, B. K. Moore ve M. A. Cochran (2003). "The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers." Oper Dent 28(3): 287-296.

Al-Salehi, S. ve F. Burke (1997). "Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength." Quintessence International 28(11).

Albers, H. F. (2002). Tooth-colored restoratives: principles ve techniques, PMPH-USA.

Alonso, R. C. B., M. A. C. Sinhoreti, L. Correr Sobrinho, S. Consani ve M. F. d. Goes (2004). "Effect of resin liners on the microleakage of class V dental composite restorations." Journal of Applied Oral Science 12(1): 56-61.

Amaral, F. L., V. Colucci, R. G. PALMA−DIBB ve S. A. Corona (2007). "Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review." Journal of Esthetic ve Restorative Dentistry 19(6): 340-353.

Andrzejewska, E. (2001). "Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers." Progress in polymer science 26(4): 605-665.

Anusavice, K. J., C. Shen ve H. R. Rawls (2013). Phillips' science of dental materials, Elsevier Health Sciences.

Araújo, M. d. S. R. G., L. C. d. Souza, F. M. Apolonio, L. O. Barros, A. Reis, A. D. Loguercio ve V. d. P. A. Saboia (2015). "Two-year clinical evaluation of chlorhexidine incorporation in two-step self-etch adhesive." Journal of dentistry 43(1): 140-148.

Ardu, S., V. Braut, I. Uhac, N. Benbachir, A. J. Feilzer ve I. Krejci (2010). "A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials." Collegium antropologicum 34(3): 1045-1050.

Asmussen, E. (1992). "Adhesion of restorative resins to dentin: chemical ve physicochemical aspects." Oper Dent 17(5): 68-74.

Asmussen, E. ve E. Munksgaard (1988). "Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives ve impact on cavity design ve filling techniques." International dental journal 38(2): 97-104.

Atash, R. ve A. VAN DEN ABBEELE (2005). "Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel ve to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth." International journal of paediatric dentistry 15(4): 264-273.

Ateyah, M. ve E. Akpata (2000). "Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel." Operative dentistry 25(3): 216-222.

Aw, T. ve J. Nicholls (2001). "Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites." Operative dentistry 26(5): 498-504.

B, Ö. (2004). "Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları." İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.

Baracco, B., M. V. Fuentes, M. A. Garrido, S. González-López ve L. Ceballos (2013). "Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives." Odontology 101(2): 177-185.

Bek, G., E. Eligüzeloğlu, H. D. Arısu, M. B. Üçtaşlı, H. Ömürlü ve E. Türköz (2008). "Akışkan kompozit rezinlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerine etkileri." Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 25(2): 1-6.

Benni, D. B., S. N. Naik ve V. Subbareddy (2014). "An in vitro study to evaluate the effect of two ethanol-based ve two acetone-based dental bonding agents on the bond strength of composite to enamel treated with 10% carbamide peroxide." Journal of Indian Society of Pedodontics ve Preventive Dentistry 32(3): 207.

Beun, S., T. Glorieux, J. Devaux, J. Vreven ve G. Leloup (2007). "Characterization of nanofilled compared to universal ve microfilled composites." Dental Materials 23(1): 51-59.

Bonilla, E., R. Stevenson, M. Yashar ve A. Caputo (2003). "Effect of application technique ve dentin bonding agent interaction on shear bond strength." OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON- 28(5): 568-573.

Bouillaguet, S., J. Gamba, J. Forchelet, I. Krejci ve J. Wataha (2006). "Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain." Dental Materials 22(10): 896-902.

Bowen, R. (1987). "Dentine adhesive bonding." Trends & Techniques in the Contemporary Dental Laboratory(4): 14.

Braga, R. R., R. Y. Ballester ve J. L. Ferracane (2005). "Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review." Dental materials 21(10): 962-970.

Brenna, F. B. A. P. o. T. P. a. D. A. P. D., Brenna F, Ferrari P, Breschi L, Dondi dall'Orologico G, et al (Eds.), (2012). Restorative Dentistry: 135-221.

Breschi, L., A. Mazzoni, A. Ruggeri, M. Cadenaro, R. Di Lenarda ve E. D. S. Dorigo (2008). "Dental adhesion review: aging ve stability of the bonded interface." dental materials 24(1): 90-101.

Bucuta, S. ve N. Ilie (2014). "Light transmittance ve micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites." Clinical oral investigations 18(8): 1991-2000.

Burgess, J., R. Walker ve J. Davidson (2002). "Posterior resin-based composite: review of the literature." Pediatric dentistry 24(5): 465-479.

Cadenaro, M., B. Codan, C. O. Navarra, G. Marchesi, G. Turco, R. Di Lenarda ve L. Breschi (2011). "Contraction stress, elastic modulus, ve degree of conversion of three flowable composites." European journal of oral sciences 119(3): 241-245.

Cadenaro, M., G. Marchesi, F. Antoniolli, C. Davidson, E. D. S. Dorigo ve L. Breschi (2009). "Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction." Dental Materials 25(5): 649-654.

Cara, R., G. Fleming, W. Palin, A. Walmsley ve F. Burke (2007). "Cuspal deflection ve microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with ve without an intermediary flowable layer." Journal of dentistry 35(6): 482-489.

Cardoso, M., A. de Almeida Neves, A. Mine, E. Coutinho, K. Van Landuyt, J. De Munck ve B. Van Meerbeek (2011). "Current aspects on bonding effectiveness ve stability in adhesive dentistry." Australian dental journal 56: 31-44.

Cardoso, P. d. C., G. Lopes, L. Vieira ve L. Baratieri (2005). "Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin." OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON- 30(3): 376.

Cardoso, P. E., R. R. Braga ve M. R. Carrilho (1998). "Evaluation of micro-tensile, shear ve tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems." Dental Materials 14(6): 394-398.

Carvalho, R. M., S. Chersoni, R. Frankenberger, D. H. Pashley, C. Prati ve F. R. Tay (2005). "A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching ve resin infiltration always occurs in self-etch adhesives." Biomaterials 26(9): 1035-1042.

Carvalho, R. M., A. P. Manso, S. Geraldeli, F. R. Tay ve D. H. Pashley (2012). "Durability of bonds ve clinical success of adhesive restorations." Dental Materials 28(1): 72-86.

Carvalho, R. M., J. Mendonca, S. Santiago, R. Silveira, F. Garcia, F. Tay ve D. H. Pashley (2003). "Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin." Journal of dental research 82(8): 597-601.

Choi, K., J. Condon ve J. Ferracane (2000). "The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite." Journal of dental research 79(3): 812-817.

Choi, K. K., J. L. Ferracane, T. J. Hilton ve D. Charlton (2000). "Properties of packable dental composites." Journal of Esthetic ve Restorative Dentistry 12(4): 216-226.

Civelek, A. (2004). "Özel E." Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. Akademik Dental: 34-39.

Craig, R. G. v. P., J.M. (2002). "Mechanical Properties." Restorative Dental Materials 11: 67-116.

Cunha, L. G., R. C. B. Alonso, P. H. d. Santos ve M. A. C. Sinhoreti (2003). "Comparative study of the surface roughness of Ormocer-based ve conventional composites." Journal of Applied Oral Science 11(4): 348-353.

Curtis, A., A. Shortall, P. Marquis ve W. Palin (2008). "Water uptake ve strength characteristics of a nanofilled resin-based composite." Journal of dentistry 36(3): 186-193.

D'Alpino, P. H. P., J. Bechtold, P. J. dos Santos, R. C. B. Alonso, V. Di Hipólito, N. Silikas ve F. P. Rodrigues (2011). "Methacrylate-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure ve interfacial gap formation as a function of the energy dose." Dental Materials 27(11): 1162-1169.

Dal-Bianco, K., A. Pellizzaro, R. Patzlaft, J. R. de Oliveira Bauer, A. D. Loguercio ve A. Reis (2006). "Effects of moisture degree ve rubbing action on the immediate resin–dentin bond strength." dental materials 22(12): 1150-1156.

Dayangaç, B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar, Güneş Kitabevi.

De Andrade, A. K. M., R. M. Duarte, A. U. D. Batista, K. C. Lima, M. L. dos Anjos Pontual ve M. A. J. R. Montes (2011). "30-Month randomised clinical trial to evaluate the clinical performance of a nanofill ve a nanohybrid composite." journal of dentistry 39(1): 8-15.

de Araujo, F. B., F. Garcia-Godoy ve M. Issao (1997). "A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin." Pediatr Dent 19(4): 253-257.

De la Macorre, J. ve S. Gomez-Fernandez (1996). "Quantification of the configuration factor in Class I ve II cavities ve simulated cervical erosions." European Journal of Prosthodontics ve Restorative Dentistry 4: 29-34.

De Munck, J., A. Mine, A. Poitevin, A. Van Ende, M. V. Cardoso, K. L. Van Landuyt, M. Peumans ve B. Van Meerbeek (2012). "Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding." Journal of Dental Research 91(4): 351-357.

De Munck, J., K. Van Landuyt, E. Coutinho, A. Poitevin, M. Peumans, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2005). "Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling." Dental Materials 21(11): 999-1007.

De Munck, J., K. L. Van Landuyt, E. Coutinho, A. Poitevin, M. Peumans, P. Lambrechts, M. Braem ve B. Van Meerbeek (2005). "Fatigue resistance of dentin/ composite interfaces with an additional intermediate elastic layer." European journal of oral sciences 113(1): 77-82.

De Munck, J., B. Van Meerbeek, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, K. Suzuki, P. Lambrechts ve G. Vanherle (2003). "Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin." Journal of dental research 82(2): 136-140.

De Munck, J. d., K. Van Landuyt, M. Peumans, A. Poitevin, P. Lambrechts, M. Braem ve B. Van Meerbeek (2005). "A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods ve results." Journal of dental research 84(2): 118-132.

Dewaele, M., D. Truffier-Boutry, J. Devaux ve G. Leloup (2006). "Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited." Dental Materials 22(4): 359-365.

Eick, J., A. Gwinnett, D. H. Pashley ve S. Robinson (1997). "Current concepts on adhesion to dentin." Critical Reviews in Oral Biology & Medicine 8(3): 306-335.

Eick, J. D., S. J. Robinson, R. P. Chappell, C. M. Cobb ve P. Spencer (1993). "The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III." Quintessence international 24(8).

El-Safty, S., N. Silikas ve D. Watts (2012). "Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement." Dental Materials 28(8): 928-935.

Elliott, J., L. Lovell ve C. Bowman (2001). "Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA ve TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins." Dental Materials 17(3): 221-229.

Erickson, R. (1992). "Surface interactions of dentin adhesive materials." Operative dentistry: 81-94.

Erickson, R. L., W. W. Barkmeier ve M. A. Latta (2009). "The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching ve etch-and-rinse adhesive systems." Dental materials 25(11): 1459-1467.

Ermis, R. B., J. De Munck, M. V. Cardoso, E. Coutinho, K. L. Van Landuyt, A. Poitevin, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2008). "Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs." Dental Materials 24(7): 978-985.

Feilzer, A., A. De Gee ve C. Davidson (1987). "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration." Journal of Dental Research 66(11): 1636-1639.

Feitosa, V. P., C. Pomacóndor-Hernández, F. A. Ogliari, F. Leal, A. B. Correr ve S. Sauro (2014). "Chemical interaction of 10-MDP (methacryloyloxi-decyl-dihydrogen-phosphate) in zinc-doped self-etch adhesives." Journal of dentistry 42(3): 359-365.

Ferracane, J. L. (2005). "Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization." Dental Materials 21(1): 36-42.

Finan, L., W. M. Palin, N. Moskwa, E. L. McGinley ve G. J. Fleming (2013). "The influence of irradiation potential on the degree of conversion ve mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials." Dental Materials 29(8): 906-912.

Fortin, D. ve M. A. Vargas (2000). "The spectrum of composites: new techniques ve materials." The Journal of the American Dental Association 131: 26S-30S.

Frankenberger, R., U. Lohbauer, M. J. Roggendorf, M. Naumann ve M. Taschner (2008). "Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse ve self-etch?" Journal of Adhesive Dentistry 10(5).

Frankenberger, R., W. O. Strobel, U. Lohbauer, N. Krämer ve A. Petschelt (2004). "The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin." Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An

Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, ve The Australian Society for Biomaterials ve the Korean Society for Biomaterials 69(1): 25-32.

Frankenberger, R. ve F. R. Tay (2005). "Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations." Dental materials 21(5): 397-412.

Fusayama, T., M. Nakamura, N. Kurosaki ve M. Iwaku (1979). "Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin." Journal of dental research 58(4): 1364-1370.

G., F. (2012). "The Evolution of Adhesive Techniques." USA, Mosby Elsevier Contemporary Estetic Dentistry: 168-189.

Gale, M. ve B. Darvell (1999). "Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations." Journal of dentistry 27(2): 89-99.

Garberoglio, R. ve M. Brännström (1976). "Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules." Archives of Oral Biology 21(6): 355-362.

Garcia AH, L. M., Vila JC, Escribano AB, Galve PS. (2006). "Composite resins. A review of the materials ve clinical indications." Med Oral Patol Oral Cir Bucal 11(E): 215-220.

Garg, N. ve A. Garg (2010). Textbook of operative dentistry, Boydell & Brewer Ltd.

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

Giannini, M., R. M. Carvalho, L. Martins, C. Dias ve D. H. Pashley (2001). "The influence of tubule density ve area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin." The journal of adhesive dentistry.

Giannini M, C. R., Martins LR, Dias CT, Pashley DH. (2001). "The influence of tubule density ve area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin." J Adhes Dent 3(4): 315-324.

Gökalp S., A. E. Y. (2002). "Dental Adezivler." TDBD(71): 10-14.

Gülşah, E. A., Ş. HERGÜNER-SİSO ve A. Hakan (2012). "Termal Siklus ve Suda Bekletmenin Kendinden Asitli Adezivlerin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımları Üzerine Etkileri." Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012(2).

Gwinnett, A. (1992). "Micromorphological relationship between resin ve dentin in vivo ve in vitro." American journal of dentistry 5(1): 19-23.

Gwinnett, A. (1994). "Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin." American journal of dentistry 7(5): 243-246.

Gwinnett, A. (1994). "Dentin bond strength after air drying ve rewetting." American journal of dentistry 7(3): 144-148.

Gwinnett, A. J. (1994). "Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional ve environmental scanning electron microscopy findings." Dental Materials 10(3): 149-155.

Halvorson RH, E. R., Davidson CL. (2003). "The effect of filler ve silane content on conversion of resin-based composite." Dent Mater, 19(4): 327-333.

Hanabusa, M., A. Mine, T. Kuboki, Y. Momoi, A. Van Ende, B. Van Meerbeek ve J. De Munck (2012). "Bonding effectiveness of a new 'multi-mode'adhesive to enamel ve dentine." Journal of dentistry 40(6): 475-484.

Hansel, C., G. Leyhausen, U. Mai ve W. Geurtsen (1998). "Effects of various resin composite (co) monomers ve extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro." Journal of dental research 77(1): 60-67.

Hara, A., L. Pimenta ve A. Rodrigues Jr (2001). "Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength." Dental Materials 17(2): 165-169.

Hashimoto, M. (2010). "A Review—Micromorphological evidence of degradation in resin−dentin bonds ve potential preventional solutions." Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, ve The Australian Society for Biomaterials ve the Korean Society for Biomaterials 92(1): 268-280.

Hashimoto, M., H. Ohno, K. Endo, M. Kaga, H. Sano ve H. Oguchi (2000). "The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer." Dental Materials 16(6): 406-411.

Hashimoto, M., H. Ohno, H. Sano, F. R. Tay, M. Kaga, Y. Kudou, H. Oguchi, Y. Araki ve M. Kubota (2002). "Micromorphological changes in resin−dentin bonds after 1 year of water storage." Journal of Biomedical Materials Research 63(3): 306-311.

Heintze, S. D., V. Rousson ve E. Mahn (2015). "Bond strength tests of dental adhesive systems ve their correlation with clinical results–A meta-analysis." Dental Materials 31(4): 423-434.

Heintze, S. D., C. Ruffieux ve V. Rousson (2010). "Clinical performance of cervical restorations—a meta-analysis." dental materials 26(10): 993-1000.

Heymann, H. O. ve S. C. Bayne (1993). "Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors." The Journal of the American Dental Association 124(5): 26-36.

HH., X. (1999). "Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels." J Dent Res(78): 1304-1311.

Hickel, R., W. Dasch, R. Janda, M. Tyas ve K. Anusavice (1998). "New direct restorative materials." International Dental Journal 48(1): 3-16.

Hickel, R., J.-F. Roulet, S. Bayne, S. D. Heintze, I. A. Mjör, M. Peters, V. Rousson, R. Randall, G. Schmalz ve M. Tyas (2007). "Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials." Clinical oral investigations 11(1): 5-33.

Ikeda, I., M. Otsuki, A. Sadr, T. Nomura, R. Kishikawa ve J. Tagami (2009). "Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface." Dental materials journal 28(6): 679-685.

Ikejima I, N. R., McCabe JF. (2003). "Shear punch strength ve flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size ve silanation." Dent Mater 19(3): 206-211.

Ilie, N., S. Bucuta ve M. Draenert (2013). "Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance." Operative Dentistry 38(6): 618-625.

Ilie N, H. R. (2011). "Resin composite restorative materials." Aust Dent J 56(1): 59-66.

Ilie, N., E. Jelen, T. Clementino-Luedemann ve R. Hickel (2007). "Low-shrinkage composite for dental application." Dental Materials Journal 26(2): 149-155.

Ilie, N., K.-H. Kunzelmann ve R. Hickel (2006). "Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage." Dental Materials 22(7): 593-601.

ISO, I. (2003). "TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure." Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.

Itthagarun, A. ve F. R. Tay (2000). "Self-contamination of deep dentin by dentin fluid." American Journal of Dentistry 13(4): 195-200.

J., P. (2010). "Dentin bonding-variables related to the clinical situation ve the substrate treatment." Dent Mater 26(2): 24-37.

J.F, M. (1999). "Dis hekimliğinde maddeler bilgisi." İ.U. Dis Hek. Fak Yayınları 7: 71-79, 137-145.

Jacobsen, T. ve K.-J. Söderholm (1995). "Some effects of water on dentin bonding." Dental Materials 11(2): 132-136.

JL, F. (2011). "Resin composite-state of the art." Dent Mater 27(1): 29-38.

JM, P. (2002). "Composite restorative materials." Restorative dental materials 11: 231-257.

K., C. o. t. (2008). "Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlanmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine etkisi." Yeditepe Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.

Kamble, S. S., B. Kandasamy, R. Thillaigovindan, N. K. Goyal, P. Talukdar ve M. Seal (2015). "In vitro comparative evaluation of Tensile bond strength of 6th, 7th ve 8th generation dentin bonding agents." Journal of international oral health: JIOH 7(5): 41.

Kanca 3rd, J. (1996). "Wet bonding: effect of drying time ve distance." American journal of dentistry 9(6): 273.

Kanca III, J. (1992). "Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin." Quintessence International 23(1).

Kenshima, S., A. Reis, N. Uceda-Gomez, L. d. L. F. Tancredo, F. N. Nogueira ve A. D. Loguercio (2005). "Effect of smear layer thickness ve pH of self-etching adhesive systems on the bond strength ve gap formation to dentin." Journal of Adhesive Dentistry 7(2).

Kinney, J. H., M. Balooch, G. W. Marshall ve S. J. Marshall (1993). "Atomic-force microscopic study of dimensional changes in human dentine during drying." Archives of oral biology 38(11): 1003-1007.

Klein-Junior, C. A., C. Zander-Grande, R. Amaral, R. Stanislawczuk, E. J. Garcia, R. Baumhardt-Neto, M. M. Meier, A. D. Loguercio ve A. Reis (2008). "Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties ve resin–dentin bond strengths." Journal of Dentistry 36(8): 618-625.

Knezevic, A., N. Demoli, Z. Tarle, A. Meniga, J. Sutalo ve G. Pichler (2005). "Measurement of linear polymerization contraction using digital laser interferometry." OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON- 30(3): 346.

Kugel, G. ve M. Ferrari (2000). "The science of bonding: from first to sixth generation." The Journal of the American Dental Association 131: 20S-25S.

Lambrechts, P., B. Van Meerbeek, J. Perdigao, S. Gladys, M. Braem ve G. Vanherle (1996). "Restorative therapy for erosive lesions." European journal of oral sciences 104(2): 229-240.

Latta, M. A. ve W. W. Barkmeier (1998). "Dental adhesives in contemporary restorative dentistry." Dental Clinics of North America 42(4): 567-577.

Lazarchik, D. A., B. D. Hammond, C. L. Sikes, S. W. Looney ve F. A. Rueggeberg (2007). "Hardness comparison of bulk-filled/transtooth ve incremental-filled/ occlusally irradiated composite resins." The Journal of prosthetic dentistry 98(2): 129-140.

Lee, I.-B., S.-H. Min, S.-Y. Kim ve J. Ferracane (2010). "Slumping tendency ve rheological properties of flowable composites." dental materials 26(5): 443-448.

Li, H., M. F. Burrow ve M. J. Tyas (2002). "The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems." Dental Materials 18(2): 111-119.

Liu, Y., L. Tjäderhane, L. Breschi, A. Mazzoni, N. Li, J. Mao, D. H. Pashley ve F. Tay (2011). "Limitations in bonding to dentin ve experimental strategies to prevent bond degradation." Journal of dental research 90(8): 953-968.

Loguercio, A. D., A. Reis, M. Schroeder, I. Balducci, A. Versluis ve R. Y. Ballester (2004). "Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions ve filling technique of resin composite restorations." Journal of dentistry 32(6): 459-470.

Lopes, G. C., P. C. Cardoso, L. C. C. Vieira, L. N. Baratieri, K. Rampinelli ve G. Costa (2006). "Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems." Brazilian Dental Journal 17(1): 39-43.

Lopes, M. B., M. A. Sinhoreti, A. Gonini Júnior, S. Consani ve J. F. Mccabe (2009). "Comparative study of tubular diameter ve quantity for human ve bovine dentin at different depths." Brazilian dental journal 20(4): 279-283.

Maciel, K., R. Carvalho, R. Ringle, C. Preston, C. Russell ve D. H. Pashley (1996). "The effects of acetone, ethanol, HEMA, ve air on the stiffness of human decalcified dentin matrix." Journal of dental research 75(11): 1851-1858.

Manhart, J., K.-H. Kunzelmann, H. Chen ve R. Hickel (2000). "Mechanical properties ve wear behavior of light-cured packable composite resins." Dental Materials 16(1): 33-40.

Manso, A. P., L. Marquezini Jr, S. M. Silva, D. H. Pashley, F. R. Tay ve R. M. Carvalho (2008). "Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives." dental materials 24(4): 476-482.

Marchesi, G., A. Frassetto, A. Mazzoni, F. Apolonio, M. Diolosa, M. Cadenaro, R. Di Lenarda, D. H. Pashley, F. Tay ve L. Breschi (2014). "Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study." Journal of dentistry 42(5): 603-612.

Marshall Jr, G. W. (1993). "Dentin: Microstructure ve characterization." Quintessence international 24(9).

Marshall Jr, G. W., S. J. Marshall, J. H. Kinney ve M. Balooch (1997). "The dentin substrate: structure ve properties related to bonding." Journal of dentistry 25(6): 441-458.

Marshall, S. J., S. C. Bayne, R. Baier, A. P. Tomsia ve G. W. Marshall (2010). "A review of adhesion science." dental materials 26(2): e11-e16.

Mason, P., M. Ferrari, M. Cagidiaco ve C. Davidson (1996). "Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo ve in vitro." Journal of dentistry 24(3): 217-222.

May, J. K., J. E. Swift ve S. C. Bayne (1997). "Bond strengths of a new dentin adhesive system." American journal of dentistry 10(4): 195-198.

Mitsui, F. H. O., A. R. Peris, A. N. Cavalcanti, G. M. Marchi ve L. A. F. Pimenta (2006). "Influence of thermal ve mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total ve self-etching adhesive systems." Operative dentistry 31(2): 240-247.

Mohan, B. ve D. Kandaswamy (2005). "A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents bonded to dry ve moist dentin--An in vitro study." Quintessence international 36(7).

Morrison RT, B. R. (1992). "Organic chemistry." 6. London: Prentice Hall International.

N., M. (2007). "Recent developments of new components for dental adhesives ve composites." Macromol Mater Eng(292): 245–271.

Nakabayashi, N. (1998). "Hybridization of dental hard tissues." The quality of hybridized dentin.

Nakabayashi, N., K. Kojima ve E. Masuhara (1982). "The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates." Journal of biomedical materials research 16(3): 265-273.

Nakajima, M., H. Sano, M. Burrow, J. Tagami, M. Yoshiyama, S. Ebisu, B. Ciucchi, C. Russell ve D. H. Pashley (1995). "Tensile bond strength ve SEM evaluation of

caries-affected dentin using dentin adhesives." Journal of dental research 74(10): 1679-1688.

Nikolaenko, S. A., U. Lohbauer, M. Roggendorf, A. Petschelt, W. Dasch ve R. Frankenberger (2004). "Influence of c-factor ve layering technique on microtensile bond strength to dentin." Dental Materials 20(6): 579-585.

Nishiyama, N., F. Tay, K. Fujita, D. H. Pashley, K. Ikemura, N. Hiraishi ve N. King (2006). "Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer—correlation of 13C NMR ve TEM findings." Journal of dental research 85(5): 422-426.

Niu, Y., X. Ma, M. Fan ve S. Zhu (2009). "Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations." dental materials 25(1): 129-134.

NOMOTO, R., K. UCHIDA ve T. HIRASAWA (1994). "Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins." Dental Materials Journal 13(2): 198-205,272.

O'Brien, W. J. (2002). "Dental materials ve their selection."

Obici, A. C., M. A. C. Sinhoreti, E. Frollini, L. Correr Sobrinho ve S. Consani (2004). "Degree of conversion of Z250 composite determined by fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods ve photo-activation methods." Materials Research 7(4): 605-610.

Obici, A. C., M. A. C. Sinhoreti, E. Frollini, L. C. Sobrinho ve S. Consani (2005). "Degree of conversion ve knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation methods." Polymer testing 24(7): 814-818.

Opdam, N. J., J. J. Roeters, T. C. Peters, R. C. Burgersdijk ve M. Teunis (1996). "Cavity wall adaptation ve voids in adhesive Class I resin composite restorations." Dental Materials 12(4): 230-235.

Palin, W. M., G. J. Fleming, F. T. Burke, P. M. Marquis ve R. C. Randall (2003). "Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite." Journal of dentistry 31(5): 341-351.

Pashley, D. (1992). "Smear layer: Overview of structure ve function." Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia 88: 215-224.

Pashley, D. H. ve R. Carvalho (1997). "Dentine permeability ve dentine adhesion." Journal of dentistry 25(5): 355-372.

Pashley, D. H., R. M. Carvalho, F. R. Tay, K. A. Agee ve K. W. Lee (2002). "Solvation of dried dentin matrix by water ve other polar solvents." American journal of dentistry 15(2): 97-102.

Pashley, D. H., B. Ciucchi, H. Sano ve J. A. Horner (1993). "Permeability of dentin to adhesive agents." Quintessence International 24(9).

Pashley, D. H., H. Sano, B. Ciucchi, M. Yoshiyama ve R. M. Carvalho (1995). "Adhesion testing of dentin bonding agents: a review." Dental Materials 11(2): 117-125.

Pashley, D. H., F. R. Tay, L. Breschi, L. Tjäderhane, R. M. Carvalho, M. Carrilho ve A. Tezvergil-Mutluay (2011). "State of the art etch-and-rinse adhesives." Dental materials 27(1): 1-16.

Pashley, D. H., Y. Zhang, K. Agee, C. Rouse, R. Carvalho ve C. Russell (2000). "Permeability of demineralized dentin to HEMA." Dental Materials 16(1): 7-14.

Pashley, E. L., Y. Zhang, P. E. Lockwood, F. A. Rueggeberg ve D. H. Pashley (1998). "Effects of HEMA on water evaporation from water–HEMA mixtures." Dental Materials 14(1): 6-10.

Pearson, G. ve C. Longman (1989). "Water sorption ve solubility of resin‐based materials following inadequate polymerization by a visible‐light curing system." Journal of Oral Rehabilitation 16(1): 57-61.

Pegado, R. E. F., F. L. B. do Amaral, F. M. Flório ve R. T. Basting (2010). "Effect of different bonding strategies on adhesion to deep ve superficial permanent dentin." European journal of dentistry 4(2): 110.

Perdigão, J. ve R. Frankenberger (2001). "Effect of solvent ve rewetting time on dentin adhesion." Quintessence International 32(5).

Perdigao, J., R. Frankenberger, B. T. Rosa ve L. Breschi (2000). "New trends in dentin/enamel adhesion." American journal of dentistry 13(Spec No): 25D-30D.

Perdigao, J., S. Geraldeli ve J. S. Hodges (2003). "Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity." The Journal of the American Dental Association 134(12): 1621-1629.

Perdigao, J. ve M. Lopes (1999). "Dentin bonding--state of the art 1999." Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) 20(12): 1151-1158, 1160-1152; quiz 1164.

Perdigão, J., A. Sezinando ve P. C. Monteiro (2012). "Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive." American journal of dentistry 25(3): 153-158.

Perdigao, J. ve J. Swift (2002). "Fundamental concepts of enamel ve dentin adhesion in: Theodor MR, Haraldo H, Edward Js." Sturdevant's art & science of operative dentistry. 4th ed. St. louis: Mosby Co 239: 249-250.

Peschke, A., U. Blunck ve J. Roulet (2000). "Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations." American journal of dentistry 13(5): 239-244.

Peumans, M., J. De Munck, K. Van Landuyt, A. Poitevin, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2010). "Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with ve without selective enamel etching." Dental Materials 26(12): 1176-1184.

Peumans, M., P. Kanumilli, J. De Munck, K. Van Landuyt, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2005). "Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials." Dental materials 21(9): 864-881.

Peutzfeldt, A. ve E. Asmussen (2002). "Adhesive Systems: Effect of Incorrect Use on Bond Strength." Journal of Adhesive Dentistry 4: 233-242.

Peutzfeldt, A. ve E. Asmussen (2004). "Determinants of in vitro gap formation of resin composites." Journal of Dentistry 32(2): 109-115.

Pittayawutwinit, O. (2000). "The applications of acid etching in pediatric dentistry: a review." Kerala Dental Journal 3(1): 9-15.

Prati, C., S. Chersoni, R. Mongiorgi ve D. H. Pashley (1998). "Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems." Operative Dentistry 23: 185-194.

Price, R. B., T. Dérand, P. Andreou ve D. Murphy (2003). "The effect of two configuration factors, time, ve thermal cycling on resin to dentin bond strengths." Biomaterials 24(6): 1013-1021.

Price, R. B., C. A. Felix ve P. Andreou (2003). "Evaluation of a second-generation LED curing light." Journal-Canadian Dental Association 69(10): 666-666.

Price, R. B. ve G. C. Hall (1999). "In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems." Quintessence international 30(2).

Proença, J. P., M. Polido, E. Osorio, M. C. G. Erhardt, F. S. Aguilera, F. García-Godoy, R. Osorio ve M. Toledano (2007). "Dentin regional bond strength of self-etch ve total-etch adhesive systems." dental materials 23(12): 1542-1548.

Puckett AD, F. J., Kirk PC, Gamblin J. (2007). "Direct composite restorative materials." Dent Clin North Am 53(3): 659-675.

R.G, C. (1989). "Direct Esthetic Restorative Materials." Restorative Dental Materials 10: 255-271.

R.W, P. (1982). "Skinner's Science of Dental Materials." Saunders Company, Philadelphia 8: 223-247.

Rahiotis, C., A. Kakaboura, M. Loukidis ve G. Vougiouklakis (2004). "Curing efficiency of various types of light−curing units." European journal of oral sciences 112(1): 89-94.

Reis, A., A. D. Loguercio, C. L. N. Azevedo, R. M. de Carvalho, J. D. M. Singer ve R. H. M. Grande (2003). "Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases." Journal of Adhesive Dentistry 5(3).

Reis, A., A. D. Loguercio, R. M. Carvalho ve R. H. M. Grande (2004). "Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture ve adhesive solvent component." Dental Materials 20(7): 669-676.

Reis, A. F., M. T. Oliveira, M. Giannini, M. G. De ve F. A. Rueggeberg (2003). "The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel ve dentin." Operative dentistry 28(6): 700-706.

report, I. T. (2003). "Guidance on testing of adhesion to tooth structure." 1-24.

Retief, D. (1991). "Standardizing laboratory adhesion tests." American journal of dentistry 4(5): 231-236.

Ritter, A. V., C. Bertoli ve J. E. Swift (2001). "Dentin bond strengths as a function of solvent ve glutaraldehyde content." American journal of dentistry 14(4): 221-226.

RM., V. (2011). "Advances in dental materials." Dent Clin North Am 55(3): 619-625.

Roberson, T. (2002). "Hey mann HO, Swift EJ." Sturdvant's Art ve Science of Operative Dentistry. 4thed. St louis Mosby: 237-258.

Roberson TM, H. H., Swift EJ. (2006). "Studervant's Art ve Science of Operative Dentistry." Elsevier Health Sciences. 5.

Roberson.T.M., H. H. O., Edward J. Swift J.E (2001). Sturdevant's Art & Science of Oper Dent 4: 190-207.

Roeder, L., W. Tate ve J. Powers (2000). "Effect of finishing ve polishing procedures on the surface roughness of packable composites." Operative Dentistry 25(6): 534-543.

Roeters, J., A. Shortall ve N. Opdam (2005). "Can a single composite resin serve all purposes?" British dental journal 199(2): 73.

Rueggeberg, F., W. F. Caughman ve J. Curtis (1994). "Effect of light intensity ve exposure duration on cure of resin composite." Operative dentistry 19: 26-26.

Saboia, V. P., F. C. Silva, F. Nato, A. Mazzoni, M. Cadenaro, G. Mazzotti, M. Giannini ve L. Breschi (2009). "Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two−step etch−and−rinse adhesive." European journal of oral sciences 117(5): 618-624.

Sadeghi, M. ve C. Lynch (2009). "The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction." Operative dentistry 34(3): 306-311.

Sakaguchi, R. L. ve J. M. Powers (2012). Craig's restorative dental materials-e-book, Elsevier Health Sciences.

Sano, H., T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, B. Ciucchi, R. Carvalho ve D. H. Pashley (1994). "Relationship between surface area for adhesion ve tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test." Dental Materials 10(4): 236-240.

Sano, H., M. Yoshiyama, S. Ebisu, M. Burrow, T. Takatsu, B. Ciucchi, R. Carvalho ve D. H. Pashley (1995). "Comparative SEM ve TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer." Operative dentistry 20(4): 160-167.

Sarr, M., A. W. Kane, J. Vreven, A. Mine, K. Van Landuyt, M. Peumans, P. Lambrechts, B. Van Meerbeek ve J. De Munck (2010). "Microtensile bond strength ve interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin." Operative Dentistry 35(1): 94-104.

Sasaki, T. ve P. R. Garant (1996). "Structure ve organization of odontoblasts." The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists 245(2): 235-249.

Sattabanasuk, V., Y. Shimada ve J. Tagami (2004). "The bond of resin to different dentin surface characteristics." OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON- 29: 333-341.

Scherrer, S. S., P. F. Cesar ve M. V. Swain (2010). "Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review." Dental Materials 26(2): e78-e93.

Schneider LF, C. L., Silikas N. (2010). "Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review." J Dent Biomech(131630): 1-14.

Sezinando, A., J. Perdigão ve R. Regalheiro (2012). "Dentin bond strengths of four adhesion strategies after thermal fatigue ve 6−month water storage." Journal of Esthetic ve Restorative Dentistry 24(5): 345-355.

Shimada, Y., S. Yamaguchi ve J. Tagami (2002). "Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics." Dental materials 18(5): 380-388.

Shinoda, Y., M. Nakajima, K. Hosaka, M. Otsuki, R. M. Foxton ve J. Tagami (2011). "Effect of smear layer characteristics on dentin bonding durability of HEMA-free ve HEMA-containing one-step self-etch adhesives." Dental materials journal 30(4): 501-510.

Shirai, K., J. De Munck, Y. Yoshida, S. Inoue, P. Lambrechts, K. Suzuki, H. Shintani ve B. Van Meerbeek (2005). "Effect of cavity configuration ve aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin." Dental Materials 21(2): 110-124.

Shortall, A., E. Harrington, H. Patel ve P. Lumley (2002). "A pilot investigation of operator variability during intra-oral light curing." British dental journal 193(5): 276.

Sideridou, I., V. Tserki ve G. Papanastasiou (2002). "Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins." Biomaterials 23(8): 1819-1829.

Sideridou I, T. V., Papanastasiou G. (2003). "Study of water sorption, solubility ve modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins." Biomaterials 24(4): 655-665.

Siegel, S. C. ve J. Von Fraunhofer (1996). "Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs." The Journal of the American Dental Association 127(6): 763-772.

Silikas, N., G. Eliades ve D. Watts (2000). "Light intensity effects on resin-composite degree of conversion ve shrinkage strain." Dental Materials 16(4): 292-296.

Spagnuolo, G., M. Annunziata ve S. Rengo (2004). "Cytotoxicity ve oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen ve LED lights." Clinical oral investigations 8(2): 81-85.

Specialties, K. S. D. (2010). "Vertise Flow: Self-Adhering Flowable Composite." Technical Bulletin. Orange, CA: Kerr Sybron Dental Specialties.

Spencer, P. ve J. R. Swafford (1999). "Unprotected protein at the dentin-adhesive interface." Quintessence International 30(7).

Spencer, P., Q. Ye, J. Park, E. M. Topp, A. Misra, O. Marangos, Y. Wang, B. S. Bohaty, V. Singh ve F. Sene (2010). "Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration." Annals of biomedical engineering 38(6): 1989-2003.

Spencer P, Y. Q., Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, Wang Y, Bohaty BS, Singh V, Sene F, Eslick J, Camarda K, Katz JL. (2010). "Adhesive/Dentin interface: the weak link in the composite restoration." Ann Biomed Eng 38(6): 1989-2003.

STEPHEN, C. B. (1998). "A characterization of first-generation flowable composites." JADA 129: 567-577.

Summitt, J. B., J. W. Robbins, T. J. Hilton, R. S. Schwartz ve J. dos Santos Jr (2006). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Quintessence Pub.

Swift, E., A. Wilder, K. May ve S. Waddell (1997). "Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesives using multiple applications." Operative Dentistry 22: 194-199.

Swift, E. J. (2002). "Dentin/enamel adhesives: review of the literature." Pediatric dentistry 24(5): 456-461.

Swift, E. J., J. Perdigao ve H. O. Heymann (1995). "Bonding to enamel ve dentin: a brief history ve state of the art, 1995." QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION- 26: 95-95.

Swift Jr, E. J. (1998). "Literature review bonding systems for restorative materials—a comprehensive review." Pediatr Dent 20: 80-84.

Tam, L. ve R. Pilliar (1994). "Fracture surface characterization of dentin-bonded interfacial fracture toughness specimens." Journal of dental research 73(3): 607-619.

Tanaka, K., M. Taira, H. Shintani, K. Wakasa ve M. Yamaki (1991). "Residual monomers (TEGDMA ve Bis−GMA) of a set visible−light−cured dental composite resin when immersed in water." Journal of oral rehabilitation 18(4): 353-362.

Tarle, Z., T. Attin, D. Marovic, L. Andermatt, M. Ristic ve T. T. Tauböck (2015). "Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion ve microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites." Clinical oral investigations 19(4): 831-840.

Tay, F. R. ve D. H. Pashley (2001). "Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers." Dental Materials 17(4): 296-308.

Tay, F. R. ve D. H. Pashley (2003). "Have dentin adhesives become too hydrophilic?" Journal-Canadian Dental Association 69(11): 726-732.

Tay, F. R., D. H. Pashley, B. I. Suh, R. M. Carvalho ve A. Itthagarun (2002). "Single-step adhesives are permeable membranes." Journal of dentistry 30(7-8): 371-382.

Ten Cate, A. (1994). "Oral histology." Development, structure ve function 4: 173.

Toledano, M., R. Osorio, A. Albaladejo, F. Aguilera, F. Tay ve M. Ferrari (2006). "Effect of cyclic loading on the microtensile bond strengths of total-etch ve self-etch adhesives." Operative dentistry 31(1): 25-32.

Toledano, M., R. Osorio, L. Ceballos, M. V. Fuentes, C. Fernandes, F. R. Tay ve R. M. Carvalho (2003). "Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths." American Journal of Dentistry 16(5): 292-298.

Torii, Y., K. Itou, Y. Nishitani, K. Ishikawa ve K. Suzuki (2002). "Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel ve dentin." American Journal of Dentistry 15(5): 305-308.

Triolo Jr, P. ve E. Swift Jr (1992). "Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems." Dental Materials 8(6): 370-374.

Tyas, M. ve M. Burrow (2004). "Adhesive restorative materials: a review." Australian Dental Journal 49(3): 112-121.

Unemori, M., Y. Matsuya, A. Akashi, Y. Goto ve A. Akamine (2004). "Self-etching adhesives ve postoperative sensitivity." American Journal of Dentistry 17(3): 191-195.

Ure, D. ve J. Harris (2003). "Nanotechnology in dentistry: reduction to practice." Dental update 30(1): 10-15.

Ülker, M., M. Özcan, A. Şengün, F. Özer ve S. Belli (2010). "Effect of artificial aging regimens on the performance of self−etching adhesives." Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, ve The Australian Society for Biomaterials ve the Korean Society for Biomaterials 93(1): 175-184.

Van, B. M., P. Lambrechts, S. Inokoshi, M. Braem ve G. Vanherle (1992). "Factors affecting adhesion to mineralized tissues." Operative dentistry: 111-124.

van Dijken, J. W. ve U. Pallesen (2011). "Clinical performance of a hybrid resin composite with ve without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation." dental materials 27(2): 150-156.

van Dijken, J. W., K. Sunnegårdh-Grönberg ve A. Lindberg (2007). "Clinical long-term retention of etch-and-rinse ve self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions: a 13 years evaluation." Dental materials 23(9): 1101-1107.

Van Ende, A., J. De Munck, A. Mine, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2010). "Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface?" Dental Materials 26(3): 215-222.

Van Landuyt, K., J. De Munck, J. Snauwaert, E. Coutinho, A. Poitevin, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Peumans, K. Suzuki ve P. Lambrechts (2005). "Monomer-solvent phase

separation in one-step self-etch adhesives." Journal of dental research 84(2): 183-188.

Van Landuyt, K., J. Snauwaert, J. De Munck, E. Coutinho, A. Poitevin, Y. Yoshida, K. Suzuki, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2007). "Origin of interfacial droplets with one-step adhesives." Journal of Dental Research 86(8): 739-744.

Van Landuyt, K., Y. Yoshida, I. Hirata, J. Snauwaert, J. De Munck, M. Okazaki, K. Suzuki, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2008). "Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance." Journal of dental research 87(8): 757-761.

Van Landuyt, K. L., J. Snauwaert, J. De Munck, M. Peumans, Y. Yoshida, A. Poitevin, E. Coutinho, K. Suzuki, P. Lambrechts ve B. Van Meerbeek (2007). "Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives." Biomaterials 28(26): 3757-3785.

Van Meerbeek, B., J. De Munck, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, P. Vijay, K. Van Landuyt, P. Lambrechts ve G. Vanherle (2003). "Adhesion to enamel ve dentin: current status ve future challenges." OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON- 28(3): 215-235.

Van Meerbeek, B., A. Dhem, M. Goret-Nicaise, M. Braem, P. Lambrechts ve G. Vanherle (1993). "Comparative SEM ve TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone." Journal of Dental Research 72(2): 495-501.

Van Meerbeek, B., S. Inoue, J. Perdigao, P. Lambrechts ve G. Vanherle (2001). "Enamel ve dentin adhesion."

Van Meerbeek B, L. K., De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, Peumans M. (2006). "Bonding to Enamel ve Dentin. In: Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach Eds: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Hilton JF." Quintessence Publishing Co, Inc 3: 183-260.

Van Meerbeek, B., J. Perdigao, P. Lambrechts ve G. Vanherle (1998). "The clinical performance of adhesives." Journal of dentistry 26(1): 1-20.

Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Gladys, S., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1996). "Enamel ve dentin adhesion." Quintessence Publishing Company Co. Inc: 141-186.

Van Meerbeek, B., M. Peumans, A. Poitevin, A. Mine, A. Van Ende, A. Neves ve J. De Munck (2010). "Relationship between bond-strength tests ve clinical outcomes." Dental Materials 26(2): e100-e121.

Van Meerbeek, B., K. Van Landuyt, J. De Munck, M. Hashimoto, M. Peumans, P. Lambrechts, Y. Yoshida, S. Inoue ve K. Suzuki (2005). "Technique-sensitivity of contemporary adhesives." Dental materials journal 24(1): 1-13.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., Mine, A., Yoshihara, K., Poitevin, A., De Munck, J., Peumans, M. (2014). "Bonding in Dentistry." Handbook of Oral Biomaterials: 1-56.

Van Meerbeek, B., Y. Yoshida, P. Lambrechts, G. Vanherle, E. Duke, J. Eick ve S. Robinson (1998). "A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry ve wet dentin." Journal of dental research 77(1): 50-59.

Van Meerbeek, B., K. Yoshihara, Y. Yoshida, A. Mine, J. De Munck ve K. Van Landuyt (2011). "State of the art of self-etch adhesives." Dental materials 27(1): 17-28.

Van Noort, R., G. Cardew, I. Howard ve S. Noroozi (1991). "The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin." Journal of Dental Research 70(5): 889-893.

Van Noort, R., S. Noroozi, I. Howard ve G. Cardew (1989). "A critique of bond strength measurements." Journal of Dentistry 17(2): 61-67.

Vankerckhoven, H., P. Lambrechts, M. Van Beylen, C. Davidson ve G. Vanherle (1982). "Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins." Journal of Dental Research 61(6): 791-796.

Vasquez, D. (2012). "A New Generation Bulk Fill Composite for Direct posterior Restoration." Inside Dentistry 8(5).

Versluis, A., D. Tantbirojn ve W. Douglas (1997). "Why do shear bond tests pull out dentin?" Journal of Dental Research 76(6): 1298-1307.

Versluis, A., D. Tantbirojn, M. R. Pintado, R. DeLong ve W. H. Douglas (2004). "Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration." Dental Materials 20(6): 554-564.

Villela-Rosa, A. C. M., M. Gonçalves, I. A. Orsi ve P. K. Miani (2011). "Shear bond strength of self-etch ve total-etch bonding systems at different dentin depths." Brazilian oral research 25(2): 143-149.

Wagner, A., M. Wendler, A. Petschelt, R. Belli ve U. Lohbauer (2014). "Bonding performance of universal adhesives in different etching modes." Journal of dentistry 42(7): 800-807.

Wakefield, C., R. Draughn, W. Sneed ve T. Davis (1998). "Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing." Operative Dentistry 23: 69-76.

Wang, Y. ve P. Spencer (2003). "Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding." Journal of dental research 82(2): 141-145.

Watanabe, I. ve N. Nakabayashi (1994). "Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan." Journal of dentistry 22(2): 67-72.

Wegner, S. M., W. Gerdes ve M. Kern (2002). "Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength." International Journal of Prosthodontics 15(3).

Yazici, A., C. Celik, G. Özgünaltay ve B. Dayangaç (2007). "Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues." Operative Dentistry 32(2): 166-172.

Yesilyurt, C. ve B. Bulucu (2006). "Bond strength of total-etch ve self-etch dentin adhesive systems on peripheral ve central dentinal tissue: a microtensile bond strength test." J Contemp Dent Pract 7(2): 26-36.

Yoshida, Y., K. Nagakane, R. Fukuda, Y. Nakayama, M. Okazaki, H. Shintani, S. Inoue, Y. Tagawa, K. Suzuki ve J. De Munck (2004). "Comparative study on adhesive performance of functional monomers." Journal of dental research 83(6): 454-458.

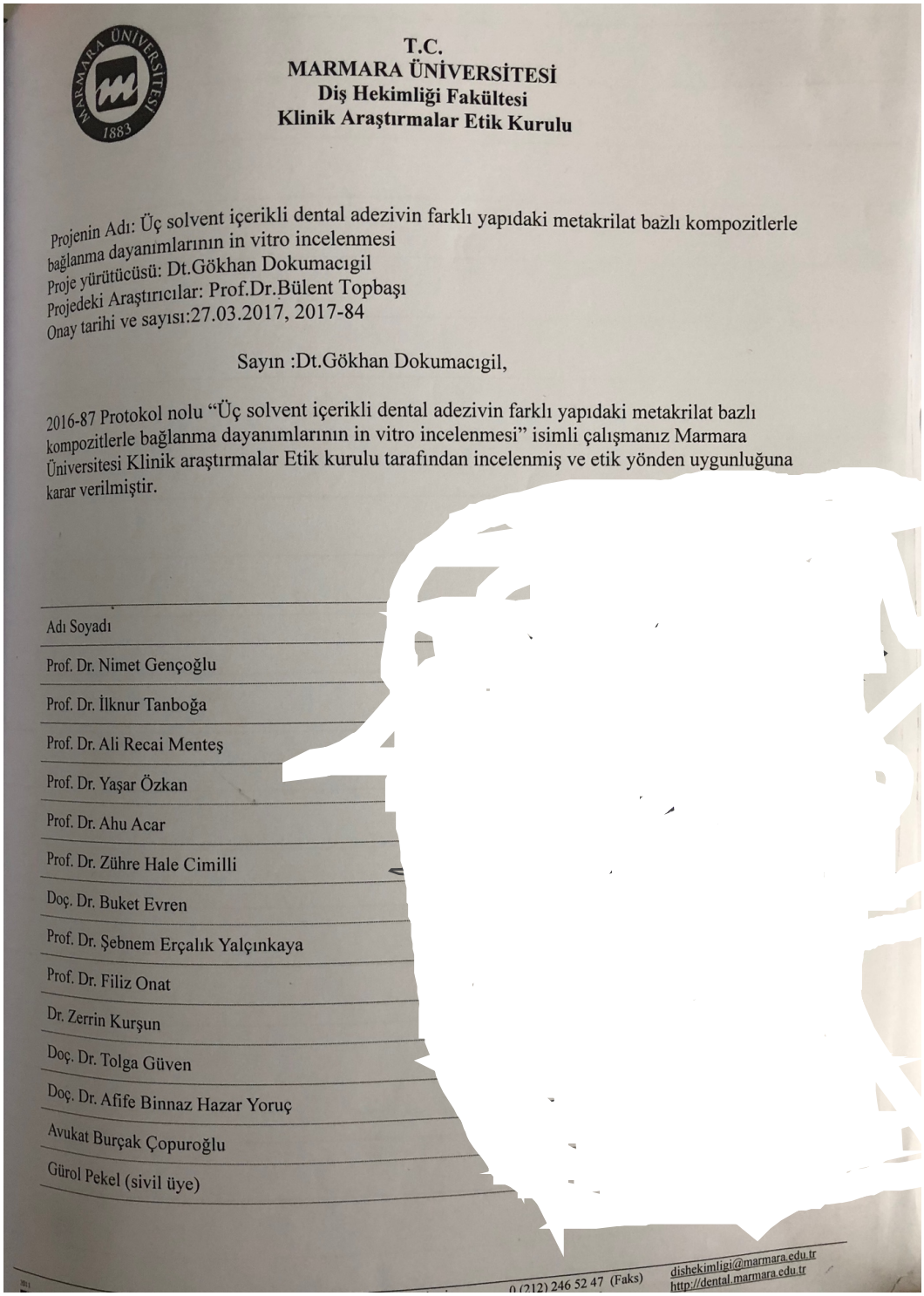
Yoshihara, K., Y. Yoshida, N. Nagaoka, S. Hayakawa, T. Okihara, J. De Munck, Y. Maruo, G. Nishigawa, S. Minagi ve A. Osaka (2013). "Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers." Dental Materials 29(8): 888-897.

Yoshikawa, T., H. Sano, M. Burrow, J. Tagami ve D. H. Pashley (1999). "Effects of dentin depth ve cavity configuration on bond strength." Journal of dental research 78(4): 898-905.

Yuan, Y., Y. Shimada, S. Ichinose, A. Sadr ve J. Tagami (2007). "Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage." Journal of Dental Research 86(10): 1001-1006.

10. EKLER

10.1 Etik Kurul Onayı



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Projenin Adı: Üç solvent içerikli dental adezivin farklı yapıdaki metakrilat bazlı kompozitlerle bağlanma dayanımlarının in vitro incelenmesi
Proje yürütücüsü: Dt.Gökhan Dokumacıgil
Projedeki Araştırıcılar: Prof.Dr.Bülent Topbaşı
Onay tarihi ve sayısı:27.03.2017, 2017-84

Sayın :Dt.Gökhan Dokumacıgil,

2016-87 Protokol nolu "Üç solvent içerikli dental adezivin farklı yapıdaki metakrilat bazlı kompozitlerle bağlanma dayanımlarının in vitro incelenmesi" isimli çalışmanız Marmara Üniversitesi Klinik araştırmalar Etik kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

Adı Soyadı
Prof. Dr. Nimet Gençoğlu
Prof. Dr. İlknur Tanboğa
Prof. Dr. Ali Recai Menteş
Prof. Dr. Yaşar Özkan
Prof. Dr. Ahu Acar
Prof. Dr. Zühre Hale Cimilli
Doç. Dr. Buket Evren
Prof. Dr. Şebnem Erçalık Yalçınkaya
Prof. Dr. Filiz Onat
Dr. Zerrin Kurşun
Doç. Dr. Tolga Güven
Doç. Dr. Afife Binnaz Hazar Yoruç
Avukat Burçak Çopuroğlu
Gürol Pekel (sivil üye)

0 (212) 246 52 47 (Faks) dishekimligi@marmara.edu.tr http://dental.marmara.edu.tr

11. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

İsim - Soyisim	Gökhan DOKUMACIGİL
E-mail	
Telefon:	
Doğum Tarihi	
Doğum yeri	

EĞİTİM BİLGİLERİ

Eğitim Düzeyi	Bölüm	Kurum	Dönem
Lise	Anadolu Lisesi	Gaziantep Merkez Anadolu Lisesi	2007
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi	2014
Uzmanlık	Diş Hekimliği Fakültesi	Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi	2019

İŞ BİLGİLERİ

İş	Dönem	Kurum
Diş Hekimi	2014-2016	Dentafer Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği
Araştırma Görevlisi	2016-2019	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AnaBilim Dalı

YABANCI DİL

	Okuduğunu anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	İyi	İyi	İyi

ÜYELİKLERİ

Kurum	Tarih
International Association for Dental Research (IADR)	2016-
Estetik Diş Hekimliği Akademisi	2016-
İstanbul Diş Hekimleri Odası	2014-

ÖDÜLLER

İsim	Tarih
21. Uluslararası Restoratif Diş Tedavisi Derneği, En iyi estetik vaka poster birinciliği	2017 - Eskişehir

VERDİĞİ EĞİTİMLER

1. 26-28 Ekim 2018, Anterior Restorations Workshop (Cluj-Napoca/ Romanya)
2. 22 aralık 2018, Klinik Pratiğinde Dental Fotoğrafçılık (İstanbul)
3. 10 Mart 2019, Klinik Pratiğinde Dental Fotoğrafçılık (İstanbul)

ULUSLARARASI KONGRE BİLDİRİLERİ

Tam Metin Bildiriler:

1. 26-27 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi ABD. 2. Uluslararası sempozyumu "Çürümeden Koru" Sözlü sunum; Ofis Tipi Beyazlatma ajanı uygulamasının mine kompozitlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin değerlendirilmesi. Yazarlar; Ezgi Tüter, Gökhan Dokumacıgil, Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Doç. Dr. Bilge Tarçın, Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut (Sözel Bildiri)
2. 29-30 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi 2. Uluslararası sempozyumu Sözlü sunum; Ofis Tipi Beyazlatma ajanı uygulanan mine kompozitlerinin yüzey renk değişiminin değerlendirilmesi. Yazarlar; Gökhan Dokumacıgil, Ezgi Tüter, Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Doç. Dr. Bilge Tarçın, Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut (Sözel Bildiri)

Özet Bildiriler:

1. 21-23 Ekim 2016, Estetik Diş Hekimleri Akademisi Derneği 20. Uluslararası Kongresi Poster sunumu ; Anterior Kron Kırıklarında Minimal İnvaziv Kombine Tedavi Yazarlar : Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
2. 21-23 September 2017, CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress Poster Presentation; Non Prep Restorations Of Hypomineralisation After Microabrasion Treatment, Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, , Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
3. 13-15 Ekim 2017, Estetik Diş Hekimleri Akademisi Derneği 21. Uluslararası Kongresi Poster sunumu, Ön bölge dişlerinde indirekt kompozit rezin restorasyonları & Estetik Diş Hekimliği: Vaka Sunumu, Yazarlar: Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, , Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)

4. 10-12 Kasım 2017, İzmir Diş Hekimleri Odası 24. Uluslararası kongresi Poster Sunumu, Anterior Bölgede Direkt Kompozit Veneer Uygulanması ve Estetik Diş Hekimliği: Vaka Sunumu, Yazarlar: Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, , Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
5. 1-3 Aralık 2017, Restoratif Diş Hekimleri Derneği 21. Uluslararası Kongresi Poster Sunumu, Ön Bölgede Estetik Restorasyonlar ve Minimal İnvaziv Diş Hekimliği, Yazarlar: Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
6. 27-30 Eylül 2018, Türk Diş Hekimleri Odası 24. Uluslarası Kongresi Poster Sunumu, Direkt Kompozit Rezinler ile invaziv olmayan gülüş tasarımı (vaka sunumu), Yazarlar: Prof. Dr. F. Bülent Topbaşı, , Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
7. 19-21 Ekim 2018, Estetik Diş Hekimleri Akademisi Derneği 22. Uluslararası Kongresi Poster sunumu, Ön Dişlerde Bolton Uyumsuzluğunu Multidisipliner Tedavisi. Yazarlar: Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
8. 9-11 Kasım 2018, İzmir Diş Hekimleri Odası 25. Uluslararası Kongresi Poster Sunumu, Ön Bölgede Polidiastemaların Direkt Kompozit Rezinlerle Restorasyonu(Olgu Sunumu), Yazarlar: Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
9. 30 Kasım - 2 Aralık 2018, Restoratif Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi Poster Sunumu, Servikal Bölge Çürüklerinin Direkt Kompozit Rezinler ile Restorasyonu(Vaka Sunumu), Yazarlar; Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Dr. Öğr. Üyesi Bora Korkut, Dt. Gökhan Dokumacıgil (Poster)
10. 14-15 Haziran 2019, European Federation of Conservative Dentistry 9th CONSEURO, Minimal Invasive Treatment Approach Including Micro-abrasion, Bleaching And Resin Infiltration Technique of A Mild Fluorosis Case. Yazarlar: Gökhan Dokumacıgil, Bora Korkut, Pınar Yılmaz Atalı, F. Bülent Topbaşı (Poster)

KATILDIĞI KONGRE VE SEMPOZYUMLAR

1. İmplant üstü protezler, Konuşmacı: Doç. Dr. Hakan AKIN (2013 Kayseri)
2. Döner Aletler, Konuşmacı: Prof. Dr. Faruk HAZNEDAROĞLU (2015 İstanbul)
3. Lezyonlu Dişler ve Retreatment, Konuşmacı: Yrd. Doç. Dr. Tan Fırat EYÜBOĞLU(2016 İstanbul)
4. Diş Hekimliğinde Diyot Lazer Uygulamaları, Konuşmacı: Yrd. Doç. Dr. Şirin GÜNER (2016 İstanbul)
5. Doğal Dişlerde Estetik, Konuşmacılar: Prof. Dr. Esra Can SAY, Prof. Dr. Arzu AYKOR, Prof. Dr. Haşmet ULUKAPI (2016 İstanbul)
6. Estetik Diş Hekimleri Akademisi Derneği 20. Uluslararası Kongresi (2016 İstanbul)
7. CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress (2017 Viyana)
8. Estetik Diş hekimleri Akademisi Derneği 21. Uluslararası Kongresi (2017 İstanbul)
9. İzmir Diş Hekimleri Odası 24. Uluslararası kongresi (2017)
10. Restoratif Diş Hekimleri Derneği 21. Uluslararası Kongresi (2017 Eskişehir)
11. Türk Diş Hekimleri Odası 24. Uluslarası Kongresi (2018 Ankara)
12. Estetik Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi (2018 İstanbul)
13. İzmir Diş Hekimleri Odası 25. Uluslararası Kongresi (2018)
14. Restoratif Diş hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi (2018 Antalya)
15. 26-27 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi ABD. 2. Uluslararası sempozyumu “Çürümeden Koru” (2019 İstanbul)
16. 29-30 Nisan 2019, Marmara Üniversitesi 2. Uluslararası sempozyumu (2019 İstanbul)