

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PVM/MA KOPOLİMERİ İLAVE EDİLMİŞ DENEYSEL
ADEZİVİN BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Özge Çeliksöz

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Özgür İrmak**

ESKİŞEHİR

2017

**PVM/MA KOPOLİMERİ İLAVE EDİLMİŞ DENEYSEL
ADEZİVİN BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Özge Çeliksöz

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Özgür Irmak**

‘Bu tez, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 2016-1204 sayılı proje ile desteklenmiştir.’

ESKİŞEHİR

2017

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PVM/MA Kopolimeri İlave Edilmiş Deneysel Adezivin Bağlanma
Dayanımının in Vitro Olarak İncelenmesi**

Özge Çeliksöz

Tez Savunma Tarihi : 13.12.2017

Tez Danışmanı : Yrd.Doç. Dr. Özgür IRMAK (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Batu Can YAMAN (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Begüm EFES GÜRDAY (İstanbul Üniversitesi)



Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İlhami UNLÜOĞLU

Dekan Vekili

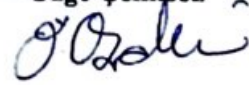
**Uzmanlık Tezi
ESKİŞEHİR-2017**

UZMANLIK TEZİ BEYANNAMESİ

Uzmanlık tezi olarak sunduğum "PVM/MA Kopolimeri İlave Edilmiş Deneysel Adezivin Bağlanma Dayanımının in Vitro Olarak İncelenmesi" başlıklı araştirmayı danışmanım Yrd. Doç. Dr. Özgür İrmak'ın rehberlik ve sorumluluğunda tamamladığımı; çalışma protokolü ve süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun davrandığımı, verilerin tarafımdan toplandığını, örneklerin tarafımca hazırlandığını; deney, analiz ve görüntüleme işlemlerinin ilgili laboratuvar ve görüntüleme merkezinde tarafımca yapıldığını/yaptırıldığını, tez metnini hazırlarken kaynakçanın eksiksiz olarak gösterildiğini, tezin yazım kılavuzu kurallarına uygun olarak hazırlandığını ve belirtilen hususların aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

(İmza)

Özge Çeliksöz



İÇİNDEKİLER

| | |
|---|-----|
| İÇİNDEKİLER | I |
| TEŞEKKÜR | IV |
| ÖZET | V |
| ABSTRACT | VII |
| SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ | IX |
| ŞEKİL DİZİNİ | X |
| TABLO DİZİNİ | XI |
| 1.GİRİŞ | 1 |
| 2.GENEL BİLGİLER | 2 |
| 2.1. Adeziv Diş Hekimliği..... | 2 |
| 2.1.1. Fiziksel Bağlanma..... | 2 |
| 2.1.2. Kimyasal Bağlanma..... | 2 |
| 2.1.3. Mekanik Bağlanma..... | 3 |
| 2.2. Adeziv Diş Hekimliği ile İlgili Bazı Terimler..... | 3 |
| 2.2.1. Smear Tabakası..... | 3 |
| 2.2.2. Hibrit Tabaka..... | 4 |
| 2.2.3. Islanabilirlik ve Değme Açısı..... | 5 |
| 2.3. Dental Adeziv Sistemler..... | 5 |
| 2.3.1. Asitle-Yıka (Total-Etch / Etch&Rinse) Sistemler..... | 6 |
| 2.3.1.1. Üç Basamaklı TE Sistemler..... | 6 |
| 2.3.1.2. İki Basamaklı TE Sistemler..... | 7 |
| 2.3.2. Kendinden Asitli (Self-Etch) Sistemler..... | 8 |
| 2.3.2.1. İki Basamaklı SE Sistemler..... | 9 |

| | |
|--|-----------|
| 2.3.2.2. Tek Basamaklı SE Sistemler..... | 9 |
| 2.3.2.3. Ünlversal (Çoklu-Mod) Sistemler..... | 10 |
| 2.3.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler..... | 10 |
| 2.4. Diş Dokularına Bağlanma..... | 11 |
| 2.4.1. Mineye Bağlanma..... | 11 |
| 2.4.2. Dentine Bağlanma..... | 12 |
| 2.5. Adezivlerin Kimyasal İçerikleri..... | 13 |
| 2.5.1. Rezin Bileşenler..... | 13 |
| 2.5.1.1. Sıklıkla Kullanılan Monomerler..... | 14 |
| 2.5.2. Başlatıcı Sistemler..... | 16 |
| 2.5.3. Engelleyiciler (İnhibitörler) | 19 |
| 2.5.4. Çözücüler..... | 19 |
| 2.5.5. Doldurucular..... | 20 |
| 2.6. Dental Adeziv ve Restoratif Sistemlerin Antibakteriyel Özellikleri..... | 21 |
| 2.6.1. Metakriloiloksi Dodesil Pirinidyum Bromid (MDPB)..... | 24 |
| 2.6.2. Polimetil Vinil Eter-ko-maleik Anhidrit (PVM/MA)..... | 25 |
| 3. MATERYAL & METOT..... | 27 |
| 3.1. Çekilmiş Dişlerin Toplanması ve Saklanması..... | 27 |
| 3.2. Örneklerin Hazırlanması..... | 27 |
| 3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler ve Restoratif Materyal..... | 28 |
| 3.3.1. Clearfil SE Bond..... | 29 |
| 3.3.2. Clearfil Protect Bond..... | 29 |
| 3.3.3. Clearfil Universal Bond..... | 30 |
| 3.3.4. Filtek Z550, Nanohibrit Kompozit Rezin..... | 30 |
| 3.3.5. Deneysel Adeziv Sistemler..... | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 3.3.5.1. Deneysel Adeziv Sistemlerin Uygulanması..... | 31 |
| 3.4. Deneysel Adeziv Sistemlerin Hazırlanması..... | 31 |
| 3.4.1. 2-Metakriloiloksi Etil Fosfat (MMEP) (Metakriloiloksietil Dihidrojen Fosfat) (MEP) Sentezi..... | 31 |
| 3.4.2. Deneysel Primer Karışımının Hazırlanması..... | 33 |
| 3.4.3. Deneysel Adeziv Karışımının Hazırlanması..... | 34 |
| 3.4.4. Deneysel Adeziv İçerisine PVM/MA eklenmesi..... | 34 |
| 3.5. Örneklerin Gruplandırılması ve Restorasyon Prosedürleri..... | 34 |
| 3.6. Mikro Gerilim Bağ Dayanımı (μ GBD) Ölçümü..... | 35 |
| 3.7. İstatistiksel Analiz..... | 35 |
| 4. BULGULAR..... | 36 |
| 5.TARTIŞMA. | 37 |
| 6. SONUÇ ve ÖNERİLER..... | 46 |
| KAYNAKLAR..... | 47 |
| EKLER..... | 67 |
| EK-1. ÖZGEÇMİŞ..... | 67 |
| EK-2. ETİK KURUL ONAYI..... | 68 |

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren kendisinden mesleki olduğu kadar insani açıdan da çok şey öğrendiğim, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan, her konuda göstermiş olduğu anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hep yanımda hissettiğim sevgili danışman hocam Yrd Doç. Dr. Özgür Irmak'a

Uzmanlık eğitimim boyunca deneyimlerini benimle paylaşan, ilgi ve desteğini esirgemeyen Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi ve anabilim dalı başkanı Doç.Dr. Batu Can Yaman'a

Uzmanlık tezimin kimya ile ilgili bölümlerinde yol gösterici olan ve tez süresince desteğini esirgemeyen Eskişehir Osmangazi üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Polimer Bilimi ve Teknolojisi anabilim dalı doktora öğrencisi Zeynep Dikmen'e,

Desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm bölümlerdeki asistan diş hekimi arkadaşlarıma,

Restoratif Diş tedavisi Anabilim Dalı hemşireleri ve personellerine, özellikle de Serhat Yıldırım'a,

Tüm hayatım boyunca yanımda olan, maddi manevi desteklerini esirgemeyen, bana her zaman huzurlu bir çalışma ortamı sağlayan sevgili anneme, babama ve canım kardeşime,

Son olarak desteğini hep hissettiğim, sabır ve mutluluk kaynağım sevgili eşim Dr. Aytek Hüseyin Çeliksöz'e

Sonsuz teşekkürlerimle...

Özge Çeliksöz

ÖZET

PVM/MA Kopolimeri İlave Edilmiş Deneysel Adezivin Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak İncelenmesi

Amaç: Bu tez çalışmasında, deneysel olarak hazırlanan iki aşamalı kendinden asitli dental adeziv materyale PVM/MA kopolimerinin ilavesinin dentin bağ dayanımına etkisinin, piyasada bulunan kendinden asitli diğer bağlayıcı ajanlarla karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Materyal ve metot: Deneysel olarak hazırlanan dental adeziv içeriğine %10 oranında PVM/MA ilave edildi. Elli adet çekilmiş insan dişi rastgele 5 eşit gruba ayrıldı (n=10). Deney grupları şu şekildedir: Clearfil SE Bond (SEB), Clearfil Protect Bond (PrB), Clearfil Universal Bond (UniB), Deneysel adeziv (DenA), PVM/MA kopolimeri eklenmiş deneysel adeziv (DenA-G). Restorasyonu tamamlanan dişler 24 saat distile suda bekletildikten sonra kestiler alınarak mikrogerilim bağ dayanımı testi uygulandı. Veriler tek yönlü varyans analizi ve Holm-Sidak çoklu karşılaştırma testiyle analiz edildi ($\alpha=0.05$).

Bulgular: Varyans analizi sonuçları test edilen adezivlerin ortalama μ GBD değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark olduğunu ortaya koydu ($p<0.0001$). Çoklu karşılaştırma sonuçları ise tüm grupların ortalama μ GBD değerlerinin istatistiksel olarak birbirlerinden farklı olduğunu gösterdi ($p<0.05$). En yüksek μ GBD iki aşamalı SE adeziv olan SEB grubunda ($15,93 \pm 6,84$ MPa) gözlenirken, en düşük değer iki aşamalı SE deneysel adeziv olan DenA-G grubunda ($6,08 \pm 2,85$ MPa) tespit edildi. PVM/MA içeren DenA-G ($6,08 \pm 2,85$ MPa) grubunun μ GBD değerleri, PVM/MA içermeyen deneysel adeviz olan DenA ($9,46 \pm 2,68$ MPa) grubundan anlamlı olarak düşük bulundu ($p<0.05$).

Sonuç: Deneysel adezive PVM/MA kopolimeri ilavesi bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemiştir.

Anahtar kelimeler: adeziv, bağlanma dayanımı, deneysel adeziv, mikro-gerilim, PVM/MA,

ABSTRACT

In Vitro Bond Strength Evaluation of Experimental Adhesive Containing PVM/MA Copolymer

Aim: The purpose of this in vitro study was to evaluate the bond strength of experimental two-step self-etch adhesive with PVM/MA added as a copolymer and to compare its bond strength with those of commercially available self-etch adhesives.

Material and method: Experimental two-step self-etch adhesives prepared by adding %10 PVM/MA. Fifty extracted human molar teeth were randomly divided into 5 equal group as follows (n=10): Clearfil SE Bond (SEB), Clearfil Protect Bond (PrB), Clearfil Universal Bond (UniB), experimental adhesive (DenA), experimental adhesive containing PVM/MA copolymer (DenA-G). Following bonding application resin composite core was bonded to the dentin surfaces. After storage in distilled water for 24 h, specimens were sectioned into beams and subjected to microtensile bond forces. Data were analyzed with One-way ANOVA followed by Holm-Sidak multiple comparison test ($\alpha=0.05$).

Results: ANOVA results revealed as significant difference between the mean bond strength values of the adhesives ($p<0.0001$). Multiple comparisons showed that mean bond strengths of all of the adhesives were significantly different from each other ($p<0.05$). Highest bond strength was obtained in commercially available two-step self-etch adhesive, SEB ($15,93 \pm 6,84$ MPa); while the lowest bond strength was obtained in the experimental adhesive containing PVM/MA, DenA-G ($6,08 \pm 2,85$ MPa). The experimental adhesive containing PVM/MA (DenA-G) showed lower bonds strength values than the experimental adhesive without PVM/MA (DenA) ($p<0.05$).

Conclusion: Addition of PVM/MA into the experimental two-step self-etch adhesive led to lower bond strengths.

Key Words: adhesives, bond strength, experimental adhesive, micro-tensile, PVM/MA

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

10-MDP: 10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat

ark.: Arkadaşları

Bis-GMA: Bisfenol A-Glisidil Dimetakrilat

HEMA: 2-Hidroksietil metakrilat

LED: Diyot Yayan Işık

MDPB: Metakriloiloksi Dodesil Pirinidyum Bromid

mm: Milimetre

MMEP: 2-metakriloiloksi etil fosfat

MPa: Megapaskal

NaF: Sodyum florür

NMR: Nükleer Manyetik Rezonans

PVM/MA: Polimetil vinil eter-ko-maleik anhidrit

SE: Self-Etch

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

sn: Saniye

TE: Total-Etch

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

TEM: Transmisyon Elektron Mikroskobu

UDMA: Üretan Dimetakrilat

μ GBD: Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı

μ m: Mikrometre

ŞEKİL DİZİNİ

| <u>Şekil No</u> | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Şekil 2. 1. Çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerlerin genel yapıları | 14 |
| Şekil 2.2. Kamforkinon ve benzolperoksitin radikalizasyon reaksiyonu | 18 |
| Şekil 2.3. Foto-başlatıcılar ve kimyasal başlatıcılar | 19 |
| Şekil 2.4. MDPB molekülü ve kontakt dezentektan etkisi. | 25 |
| Şekil 2.5. PVM/MA kopolimerinin yapısı. | 26 |
| Şekil 3.1. 2-metakriloiloksi etil fosfat (MMEP) sentez şeması | 32 |
| Şekil. 3.2. 2-hidroksietil metakrilat çıkış maddesinin ¹ H NMR spektrumu (CDCl ₃) | 32 |
| Şekil 3.3. Sentezlenen 2-(fosfonoksi)etil metakrilat molekülü ¹ H NMR spektrumu (CDCl ₃) | 33 |

TABLO DİZİNİ

| <u>Tablo No</u> | <u>Sayfa No</u> |
|--|-----------------|
| Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan adezivler ve restoratif materyal | 28 |
| Tablo 3.2. Örneklerin gruplandırılması | 34 |
| Tablo 4.1. Grupların μ GBD testine ait ortalama ve standart sapma değerleri | 36 |

1. GİRİŞ

Sekonder çürük, kompozit restorasyonlardaki başarısızlığın başlıca sebeplerinden biridir. Sekonder çürüğü önlemek amacıyla kavite dezenfektanlarının veya antibakteriyel ajan ilave edilmiş adeziv sistem ve restoratif materyallerin kullanımı önerilmiştir.²⁻⁶ Adeziv sistemler antibakteriyel etki gösterirlerse kavitedeki artık bakterilerin inaktivasyonu sağlanabilir. Antibakteriyel ekili adeziv sistemler, mikrosızıntı nedeniyle dış-restoratif materyal arayüzünde bulunana bakterilerin aktivitesini önleyerek restorasyonların ömrünün uzamasını sağlayabilir⁶ ve bu nedenle adezivlerin antibakteriyel özelliğe sahip olmaları aranılan bir durum olmaya başlamıştır.⁷ Ancak antibakteriyel ajanların içeriklerine ve kullanılan adeziv rezinin yapısına bağlı olarak, kompozit rezinlerin sızdırmazlığını ve bağlanma direncini olumsuz etkileyebileceği yönünde endişeler vardır.^{4,8} Bu çalışmada antibakteriyel etki gösteren Polimetil vinil eter-ko-maleik anhidrid (PVM/MA) kopolimeri ilave edilmiş deneysel adezivin bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Adeziv Diş Hekimliği

Adezyon, iki farklı materyalin sıkı bir biçimde temasta kalması şeklinde tanımlanmaktadır. Kohezyon ise, tek bir materyalin atom ya da moleküllerinin bir arada olma durumudur. İki materyal arasında daha iyi bir temas sağlamak için “adeziv” olarak adlandırılan bir ara tabaka gerekmektedir.^{9, 10} Diş hekimliğinde, diş yüzeyine bağlanma arayüzünde fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere 3 tip etkileşim mevcuttur.

2.1.1. Fiziksel Bağlanma

Hidrojen bağları, Van der Waals bağları, veya diğer elektrostatik etkileşimlerle oluşan bağlardır. Kimyasal olarak farklı ve düz yüzeylerde bu tip bağlantı oluşur. En zayıf bağlanma fiziksel bağlanmadır.¹¹

2.1.2. Kimyasal Bağlanma

Farklı yapıdaki atomların arasında oluşan iyonik, kovalent, metalik ve bazen de şelasyon bağlantılarını içerir. Kimyasal bağlantının oluşması için pek çok yol vardır. Atomlar arası oluşan bu bağlantıyı farklı maddeler arasında oluşturmak çok kolay olmayabilir. Organo-silan içeren ajanlarla kimyasal bağlantıyı oluşturmak mümkün olabilir. Ancak sıklıkla bu bağlantı, yüzey fazları arasındaki moleküler boşlukların ıslatılıp materyallerin yüzey adaptasyonunu artırıcı olarak kalmaktadır.¹¹ Genellikle, materyallerin özellikleri benzemediğinden dolayı, bu bağlanma tipinin genel bağlanma kuvvetine katkısı oldukça düşüktür.⁹

2.1.3. Mekanik Bağlanma

Bağlantı arayüzünde bulunan girintili çıkıntılı yapı ve diğer düzensizlikler sonucu meydana gelmektedir ve materyaller arasında bir kilitlenme oluşturmaktadır.⁹ Mikromekanik bağlantı sırasında adeziv rezinin dentin içerisine yayılması iki şekilde olmaktadır. Birincisi, rezinin dentin tübülleri içerisine penetrasyonu sonucu oluşan mikroskobik mikro uzantılar (microtag); ikincisi ise rezinin kollajenler arası boşluklara penetrasyonu sonucu oluşan mikroskobik görüntüye ise nano-uzantılardır (nanotag). Nano uzantıların bulunduğu bağlantı en güçlü bağlantı olarak değerlendirilmektedir.¹¹

Diş dokularındaki adezyon, öncelikle mekanik bağlantı sayesinde sağlanmaktadır, buna kimyasal bağlanma da eşlik edebilir.⁹ Buonocore'un¹² 1955 yılında asitle pürüzlendirme tekniği ile mikro-mekanik bağlantı fikrini ortaya atmasıyla birlikte restoratif diş hekimliğinde bir devrim yaşanmış ve polimer yapıdaki adezivlerin kullanımına başlanmıştır. Sonraki dönemlerde adeziv sistemlerdeki gelişmelere bağlı olarak diş dokuları ve restorasyonlar arasında güçlü bir bağlantı kurulabilmiştir.^{13, 14}

2.2. Adeziv Diş Hekimliği ile İlgili Bazı Terimler

2.2.1. Smear Tabakası

Kavite preparasyonu gibi restoratif preparasyonlar sırasında; dokudan uzaklaştırılan mine parçacıkları, denatüre kollajen, dentin tübülü içerikleri, hidroksiapatit, intertübüler ve peritübüler dentin matriksi, dentin sıvısı, tükürük ve bakteri içeren debrisin oluşturduğu tabakadır.¹⁵⁻¹⁷ Dentin smear tabakası ilk olarak Boyde ve ark.¹⁸ tarafından gözlenmiş ve şekli bozulmuş yüzey tabakası olarak adlandırılmıştır. McComb ve Smith genişletilmiş kök kanallarında yapmış oldukları taramalı elektron mikroskop çalışması ile böyle bir tabakanın varlığını göstermişler ve "smear" ifadesini

kullanmışlardır.¹⁹ Smear tabakasının kalınlığı, morfolojisi ve kompozisyonu, kullanılan aletin tipi, kavite dezenfeksiyonu, dentin bölgesin, yaş, skleroz, çürük ve restoratif işlemlere göre değişebilir. Smear tabakasının kalınlığı 0,5-5 µm arasında olabilmektedir.^{17, 20} Smear tabakası; dentin kanallarının çoğunu tıkayarak dentin geçirgenliğini azaltan bir bariyer gibi görev görür; aynı zamanda adeziv rezinlerin dentin yapılarına yayılımında ve bağlanmasında olumsuz bir etkisi de vardır.^{16, 17} Smear tabaka hava-su spreyi veya ovma ile tamamen uzaklaştırılmaz. Bu nedenle, smear tabaka oluşmuş dentin yüzeylerini adeziv ajanların bağlanabileceği uygun bir yüzey haline getirebilmek amacıyla kimyasal, mekanik veya termal ajanlar kullanılabilir. Kimyasal yöntemde asit veya şelasyon yapan ajanlar kullanılırken; mekanik yöntemde hava abrazyon ve termal yöntemde ise lazer uygulamaları yapılmaktadır.^{9, 17} Uygulanacak adeziv sistemin özelliğine göre bu smear tabakası ya tamamen kaldırılır ya da modifiye edilerek bağlantının artırılması sağlanır.

2.2.2. Hibrit Tabaka

Asit uygulaması ile dentin yüzeyinin demineralizasyonunu takiben kollajen fibril ağı açığa çıkar. Düşük viskoziteli monomerler bu bölgeye penetre olarak çözünen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano boşlukları doldurur ve kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyonun sağlanması ile adeziv rezin ve dentin arasında mikromekanik bağlantı oluşur. Aside dirençli, orta derecede elastisite modülüne sahip; kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş bu alan 'hibrit tabakası' olarak adlandırılır.²¹⁻²³ Bu sürece de hibridizasyon denir.^{9, 17, 20, 21}

2.2.3. Islanabilirlik ve Değme Açısı

Islanabilirlik ve değme açısı adezyonda önemli rol oynar. Adezyonun gerçekleşebilmesi için iki materyal yakın ilişkide olmalıdır. Adezivın adherent yüzeyini iyi bir şekilde ıslatması bağlantının gücünü doğru orantılı olarak artırır. Bunun için adezivın kritik yüzey gerilim değeri, adherentin kritik yüzey gerilim değerine eşit ya da ondan daha az olmalıdır.²⁰ Bir yüzeyin ıslatılması, yüzey üzerindeki bir damlanın değme açısı ile karakterizedir. Değme açısı yüzeydeki damlanın yüzeye yaptığı iç açıdır.¹¹ İdeal bir ıslanma için değme açısının sıfır dereceye yakın olması gerekmektedir.²⁰ Islanabilirlik değeri arttıkça, adezyon gücü de artar. Dental adezyonda istenen, yüzeyin hızlı bir şekilde ıslatılması ve koheziv kuvvetlerin bağlantıdaki rolünün artırılmasıdır.¹¹

2.3. Dental Adeziv Sistemler

Dental adeziv sistemler nesillerine göre; birinci nesil, ikinci nesil, üçüncü nesil, dördüncü nesil, beşinci nesil, altıncı nesil, yedinci nesil olarak sınıflandırılmıştır; ancak günümüzde bu sınıflama önemini yitirmiştir.

Güncel adeziv sistemler, adezyon mekanizması ve klinik uygulama şekillerine göre üçe ayrılır.

- Asitle-yıka sistemler (Total-etch sistemler)
- Kendinden asitli sistemler (Self-etch sistemler)
- Cam İyonomer Adeziv Sistemler

2.3.1. Asitle-Yıka (Total-etch / Etch&Rinse) Sistemler

“Total-etch” (TE) terimi mine ve dentin dokusunun beraber ancak farklı sürelerde pürüzlendirilmesini tanımlar.²⁴ TE sistemler, uygulama şekillerine göre üç basamaklı TE sistemler ve iki basamaklı TE sistemler olmak üzere iki ana gruba ayrılırlar.

2.3.1.1. Üç Basamaklı TE Sistemler

Üç basamaklı TE sistemlerde 3 temel uygulama vardır. Bunlar sırasıyla; fosforik asit uygulaması, primer uygulaması ve adeziv rezin uygulamasıdır.²⁵

Fosforik Asit Uygulaması

Adezivlerin mekanik olarak bağlanmasını sağlamak amacıyla yapılan ilk aşama asitle pürüzlendirme ve yıkamadır.²⁵ Fosforik asit uygulaması, smear tabakasını ortadan kaldırır ve dentinin 3-5 µm veya daha fazla derinlikte demineralize olmasını sağlar.²⁵ Peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağzları açılır.²⁰ Asit uygulaması dentinde 15 sn, minede 30 sn süreyle yapılır. Uygulama sonrası yüzeydeki asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır ve yüzeyler kurutulur. Yüzeyin aşırı derecede kurutulması kollajen fibrillerinin çökmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu olumsuz etkileyebilir; bu nedenle yüzey hafif nemli bırakılmalıdır.²² Klinik olarak nemli dentin parlak görünür. Fazla nem, kurutma kağıdı ya da pamuk peletler ile uzaklaştırılmalıdır. Asit uygulanması yüzey gerilim değerinin düşmesine ve dentinin ıslanabilirliğinin azalmasına neden olur.^{20, 22, 24} Sonrasında uygulanan primer ise dentin ve minenin yüzey gerilim değerini artırır.²⁵

Primer Uygulaması

Primerler diş dokusu ve adezivi birbirine uyumlu hale getirir. ^{22, 26} Hidrofilik monomerler ve su, aseton, etanol gibi organik çözücüler içerirler. Asitlenmiş dentin yüzeyine primer uygulanması çökmüş kollajenleri restore eder ve rezinin dentine daha iyi penetre olmasını sağlar. Bunun sonucunda hibrit tabakasının kalitesi ve bağlanma dayanıklılığı artar. ²⁶ Primerlere ilave edilen 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), bifenil dimetakrilat (BPDM), 4-metakriloksetil trimellitit anhidrit (4-META) gibi monomerler, hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel grup içerirler.^{22, 27} Primer kullanılmadığı zaman tübüller açık olsa dahi rezin uzantılarının oluşmadığı gözlenmiştir.

28

Adeziv Resin (Bağlayıcı Ajan) Uygulaması

Adeziv rezinler temelde bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi hidrofilik ajanlardan oluşurlar.²² Primerlerden farklı olarak çözücü içermezler. ²⁵ Adeziv rezinlerin en önemli görevleri, asitleme sonucu oluşan boşlukları doldurmak, dentin tübüllerinin içerisine girerek rezin uzantılarının oluşumunu sağlamaktır. Üzerine uygulanan kompozit rezinlerle kimyasal bağlanma gerçekleştirir. Adeziv rezinler; ışıkla, kimyasal olarak veya hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olabilirler. ^{20, 22}

2.3.1.2. İki Basamaklı TE Sistemler

İki basamaklı TE sistemlerde, asit uygulaması sonrası primer ve adeziv rezin uygulaması, iki ayrı basamak yerine, primer ve adezivin bir arada olduğu tek şişeli sistemler halinde, tek basamakta uygulanır. Bu yüzden iki aşamalı TE sistemlere “tek şişe

adezivler” de denir. Bu sistemler de çoğunlukla nemli bağlanma tekniği gerektirirler. Üç basamaklı sistemler gibi, iki basamaklı TE sistemlerinde yapılan testlerde bağlanma dayanımlarının genellikle kabul edilebilir olduğu gözlenmiştir.²⁹⁻³¹

TE sistemlerde fosforik asitle pürüzlendirme işlemine bağlı olarak dentin tübüllerini tıkayan smear tabakası ortadan kalktığı için dentin geçirgenliğinin artmasıyla birlikte postoperatif duyarlılık gelişebilir.³² Ayrıca, fosforik asitin önerilenden fazla süre uygulanması, rezinin demineralize dentinde kollajen ağı tamamen penetre olamaması nedeniyle, rezin-diş bağlantısının zayıflamasına sebep olduğu bildirilmiştir.³³ TE adezivlerin uygulanmaları esnasında sık yapılan hataların bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkilerinin araştıran bir çalışmada çözücülerin yetersiz buharlaştırılması veya hava ile kurutmanın fazla yapılmasının dişlerdeki bağlanma dayanıklılığını büyük ölçüde azalttığı belirtilmiştir.³⁴ Hava ile kurutma sonucu çökmüş kollajene rezin penetrasyonun az olması nedeniyle bağlanma gücü azalırken, çözücü buharlaştırılması yapılmadığında da zayıf çapraz bağ oluşumu ve zayıf dönüşüm sonucu bağlanma gücü azalmaktadır.³⁴ TE adezivlerin bağlanma etkinliğinin hekime ve teknik hassasiyete bağlı değişkenlerden ciddi olarak etkilendiği unutulmamalıdır.³⁵

2.3.2. Kendinden Asitli (Self-Etch) Sistemler

Self-etch (SE) sistemler ayrı bir aşama olarak asitleme ve yıkama gerektirmezler. SE adezivler mine ve dentini aynı anda demineralize ederler. Klinik kullanımları daha pratiktir ve hata yapma olasılığı TE sistemlere göre daha azdır.³⁶ Smear tabakası ortamdaki uzaklaşmaz ve bağlantıya dahil olur.²⁵ Post-operatif duyarlılık genelde TE sistemlere oranla daha azdır.³⁶⁻³⁸

SE adezivler uygulama prosedürleri ve asiditelerine göre farklı alt gruplara ayrılabilirler²⁵

Uygulama prosedürlerine göre:

1. İki basamaklı SE adezivler
2. Tek basamaklı SE adezivler

Asiditelerine göre:

1. Ultra hafif SE adezivler ($\text{pH} \geq 2.5$)
2. Hafif SE adezivler ($\text{pH} \geq 2$)
3. Orta kuvvetli SE adezivler ($\text{pH} \approx 1.5$)
4. Kuvvetli SE adezivler ($\text{pH} \leq 1$)³⁹

2.3.2.1. İki Basamaklı SE Sistemler

İki basamakta uygulanan SE sistemler 2 şişe halinde bulunur. Öncelikle asidik primer içeren hidrofilik solüsyon yüzeye uygulanır. Böylece asitle pürüzlendirme ve yüzey koşullarının uyumlandırılması işlemleri aynı anda gerçekleştirilmiş olur. Daha sonra yüzeye daha hidrofobik yapıda olan adeziv rezin uygulanır.

2.3.2.2 Tek Basamaklı SE Sistemler

Tek basamaklı SE sistemlerde (hepsi birarada adezivler) tek bir uygulama ile bağlanma yüzeyinin pürüzlendirilmesi (etching), bağlanmaya hazırlanması (priming) ve bağlanma işlemi (bonding) sağlanmış olur. Bu adezivler son derece hidrofilik sistemlerdir.⁴⁰ Tek basamaklı SE adeziv sistemler iki basamaklı SE ve geleneksel TE sistemler ile karşılaştırıldıklarında bağlanma dayanımları daha düşük bulunmuştur.⁴¹⁻⁴³

SE sistemlerin pek çok avantajlarının yanı sıra, yapılarında yüksek konsantrasyonda su varlığının ve yetersiz buharlaşması durumunda, çözücünün, optimum polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajları da vardır.²⁵

2.3.2.3. Üniuersal (Çoklu-Mod) Sistemler

Üniuersal adeziv sistemler için resmi bir tanım bulunmamakla beraber bazı üreticiler tarafından; klinik duruma bağlı olarak TE, SE veya seçici-asitleme (selective-etch) modunda kullanılabilen tek şişe adeziv sistemler olarak tanımlanmıştır. Piyasada tek şişe halinde olmayan ancak ‘üniuersal adeziv’ olarak satışı sunulan ürünler de mevcuttur. Ayrıca üreticiler üniuersal adezivlerin hem direkt hem indirekt restorasyonlarda kullanılabileceğini ve kimyasal olarak sertleşen, ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen simanlarla uyumlu olduğunu belirtmektedir. Üniuersal adezivlerin içeriğinde sıklıkla bulunan 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) diş dokularındaki hidroksiapatitteki ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) kalsiyuma iyonik bağ ile kimyasal olarak bağlanmanın yanı sıra; metal, zirkonya, seramik gibi materyallere bağlanma da rol oynar.⁴⁴ Bu nedenle, üniuersal adezivler sadece mine ve dentinde değil; zirkonya, kompozit, kıymetli olmayan metaller ve silika esaslı seramikler gibi materyallere de bağlantıda da kullanılır.⁴⁴

2.3.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam-iyonomer adeziv sistemlerin bağlanma mekanizması iki aşamalıdır. İlk aşama, polialkenoik asit uygulamasıdır. Bu uygulamayla diş yüzeyi temizlenir, smear tabakasını uzaklaştır ve 0,5-1 µm derinliğinde yüzey kolajen fibrilleri açığa çıkar. Polialkenoik asit, fosforik aside göre daha az invazivdir ve buna bağlı olarak açığa çıkan kolajen fibrillerden hidroksiapatit yapı tamamen arınmamıştır. Kimyasal bağlanma, polialkenoik asidin karboksil grubu ile kolajen fibrillere bağlı kalan hidroksiapatitin kalsiyumu arasındaki iyonik etkileşim ile gerçekleşir.⁴⁵ İkinci aşama hibridizasyon yoluyla mikromekanik bağlanmadır. Kırılan kimyasal bağları tamir etme yeteneği sebebiyle cam-iyonomer adeziv sistemlerin daha üstün kavite örtücülük özelliklerine

sahip olduğu ve mikrosızıntıya daha dirençli olduğu iddia edilmektedir. Ayrıca flor iyonu salabilme yeteneği sayesinde karyostatik özellik gösterebilirler.⁴⁶

2.4. Diş Dokularına Bağlanma

2.4.1. Mineye Bağlanma

Kristalize yapıda olan mine, ağırlıkça yaklaşık, %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içerir. Mine yüzeyi prizmatik mine ile kaplıdır. Restoratif işlemler sırasında minenin prepare edilmesi ve pürüzlendirilmesi prizma gövdelerinin açığa çıkmasına sebep olur.¹⁷ Mine dokusuna asit uygulamasın ardından yüzeyde yaklaşık 10 µm'lik kısım demineralize olur ve 5-50 µm arasında pürüzlü bir alan oluşur. Bu işlem sonucu minenin yüzey enerjisi artar ve bağlanabilirliği yükselir.¹⁶ Oluşan pürüzlülüğün içerisine rezinin penetre olması ve ardından polimerize edilmesi sonucu mikromekanik bağlanma gerçekleşir.^{9, 16} %30-40'lık fosforik asit uygulamasının mine yüzeyinde oldukça retatif sonuçlar verdiği, daha az konsantrasyonlarda uygulandığında ise daha az kalsiyum çözmesi sonucu zayıf bir bağlantı oluştuğu gözlemlenmiştir. Minenin inorganik içeriği dentine göre daha fazla olduğundan, TE sistemlerin mineyi pürüzlendirme kapasitesi genel olarak yeterli iken, SE sistemler ise kısmen yetersiz kalabilmektedir.⁴⁷ SE adezivlerin mineye bağlanma kuvveti, ayrı asitleme basamağı bulunun adezivlerle kıyaslandığında daha düşüktür.⁴⁸ Nispeten yüksek pH'larından dolayı, iki aşamalı SE adezivler, fosforik asit ile kıyaslandığında daha sığ bir mine demineralizasyonu sağlar.⁴⁸⁻⁵⁰ Özellikle preperasyon yapılmamış minede, fosforik asit kullanarak ilave bir mine pürüzlendirme basamağının eklenmesi, SE adezivlerin etkinliğini de arttırmaktadır.⁵¹

2.4.2. Dentine Bağlanma

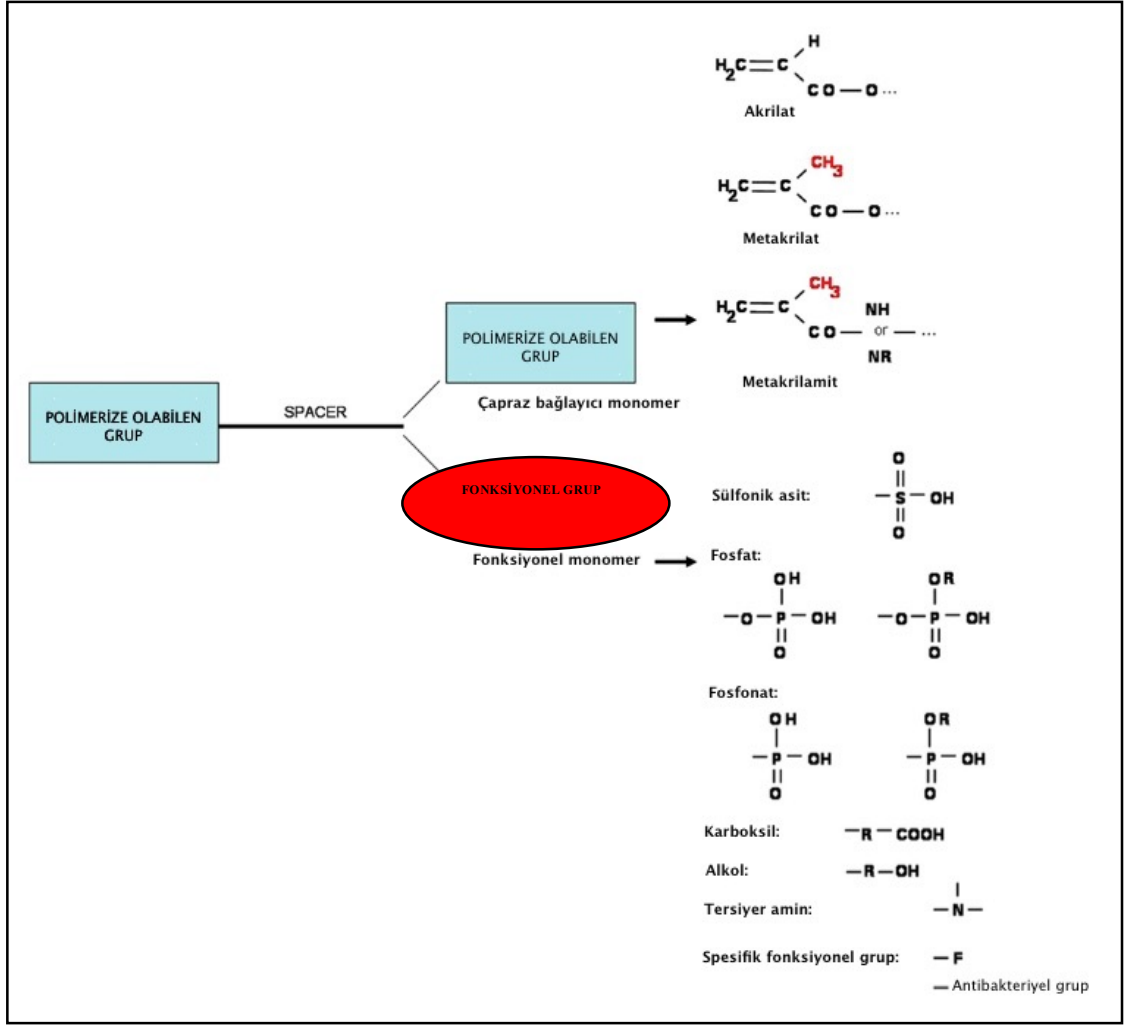
Adeziv materyaller asitle pürüzlendirilen mineye oldukça başarılı bir şekilde bağlanmasına rağmen, dentinin karmaşık histolojik yapısı ve kimyasal içeriğindeki çeşitlilik, bağlanmayı güçleştirmektedir.^{9, 14, 16, 17, 20} Adeziv sistemler intratübüler dentinden ziyade intertübüler dentine bağlanmaktadır. Derin dentinde yüzeyel dentine göre tübül sayısının daha fazla, tübül çapının da daha geniş olması nedeniyle, bağlanma için elverişli olan intertübüler dentin miktarı azalır ve dentinin nem oranı artar. Bu sebeplerle, derin dentine bağlanma dayanıklılığı, yüzeyel dentine bağlanmaya kıyasla daha düşüktür.^{9, 17, 20} Dentine bağlanmayı zorlaştıran diğer bir faktör ise smear tabakasıdır.^{9, 17} Fosforik asit uygulanmasından sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde demineralizasyon oluşur, mikropöröziteler artar, dentin kanallarının ağzı genişleyip huni biçiminde açılır, dentindeki kollajen fibriller ortaya çıkar ve adeziv rezinin kanalların içine infiltrasyonu kolaylaşır.^{16, 17, 20} Ancak smear tabakasının uzaklaştırılması açığa çıkan dentin yüzeyine sıvı akışını artırır ki bu da bağlanmayı olumsuz etkileyebilir.⁵² Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği asidin cinsine, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olduğu gibi, yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere de bağlıdır.^{16, 17, 20} Asit uygulamasının ardından, doğal olarak nemli olan dentin yüzeylerinin içerisine penetre olan ve kompozit restorasyonla birlikte polimerize olan hidrofilik adeziv rezinler uygulanır. Bağlanmanın bir kısmı, dentin kanallarının içerisine uzanan rezin uzantıları sayesinde meydana gelse de; bağlanma dayanıklılığı büyük ölçüde adeziv rezinin, demineralize intertübüler dentin ve açığa çıkmış kollajen lifleri arasına penetre olup, burada polimerize olmasıyla elde edilir.

2.5. Adezivlerin Kimyasal İçerikleri

Dental adezivler genel olarak; rezin bileşenler, organik çözücüler, başlatıcılar ve engelleyiciler ve bazen de doldurucu parçacıkları içerirler. Her bir bileşenin önemli rolleri olduğu vardır. Bu yüzden bu bileşenlerin özellikleri ve olası etkileri iyi bilinmelidir.

2.5.1. Rezin Bileşenler

Üzerindeki kompozit rezinle iyi bir kovalent bağ kurulabilmesi için dental adezivler de kompozit rezin materyallere benzer rezin monomerler içerirler. Adeziv içerisinde polimerize olmuş rezin yapısal devamlılık için iskelet görevi görür. Bu yüzden monomerler adezivlerin en önemli bileşeni olarak ele alınmalıdır. Temel olarak çapraz bağlayıcı (cross-linker) ve fonksiyonel olmak üzere iki monomer bulunur (Şekil 1.2). Çapraz bağlayıcıların iki polimerize olabilen grubu (vinil ya da karbon=karbon) varken fonksiyonel monomerlerin polimerize olabilen yalnızca bir grubu vardır.⁵³



Şekil 2.1. Çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerlerin genel yapıları.¹

2.5.1.1. Sıklıkla Kullanılan Monomerler

Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA):

Rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardan biridir. Bis-GMA oldukça visköz bir monomerdir ve molekül ağırlığı yüksek olduğu için polimerizasyon büzülmesi düşüktür, polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilir. Sertleşmenin hızlı olmasını ve yüksek mekanik özellikte polimerin oluşmasını sağlamaktadır.⁵⁴ Bis-GMA molekülü oda sıcaklığında çok visközdür. Yüksek

viskoziteye sahip olmasından dolayı monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır.⁵⁵

Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA):

Bis-GMA gibi yüksek viskozitesi monomerlerin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse TEGDMA ilave edilmektedir. Bu monomer, oluşan polimerin çekme kuvvetlerine karşı dayanımında artırırken, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımında ise azalma meydana getirmektedir.^{55, 56}

Hidroksietil Metakrilat (HEMA):

HEMA, hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahiptir. Polimerize edilmemiş HEMA su, etanol ve aseton gibi yüksek çözünürlükteki sıvılar içerisinde bulunabilir. Resin sistemlerde HEMA'nın kullanım amacı polimer matriksin viskozitesini azaltmak ve resin materyalin nemli dokulara olan bağlantısını arttırmaktır.^{57, 58} HEMA, adeziv içerisinde yüksek konsantrasyonda bulunduğu zaman polimerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir.⁵⁷ HEMA, immün sistem hücrelerinde apoptozisi arttırabilen bir moleküldür ve bu özelliği ile alerjik reaksiyonlar oluşturduğu düşünülmektedir.⁵⁹

Üretan Dimetakrilat (UDMA):

UDMA'nın polimer matriks içerisinde kullanılma amacı Bis-GMA ile aynıdır. UDMA, Bis-GMA'ya yakın moleküler ağırlığa sahip olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. UDMA'daki eter bağı BisGMA'daki iki büyük aromatik halka ile karşılaştırıldığında rotasyona izin vermektedir. Bu esnekliğinden dolayı adeziv sistemlerde tercih edilen bir monomer olmaktadır.⁶⁰

MDP

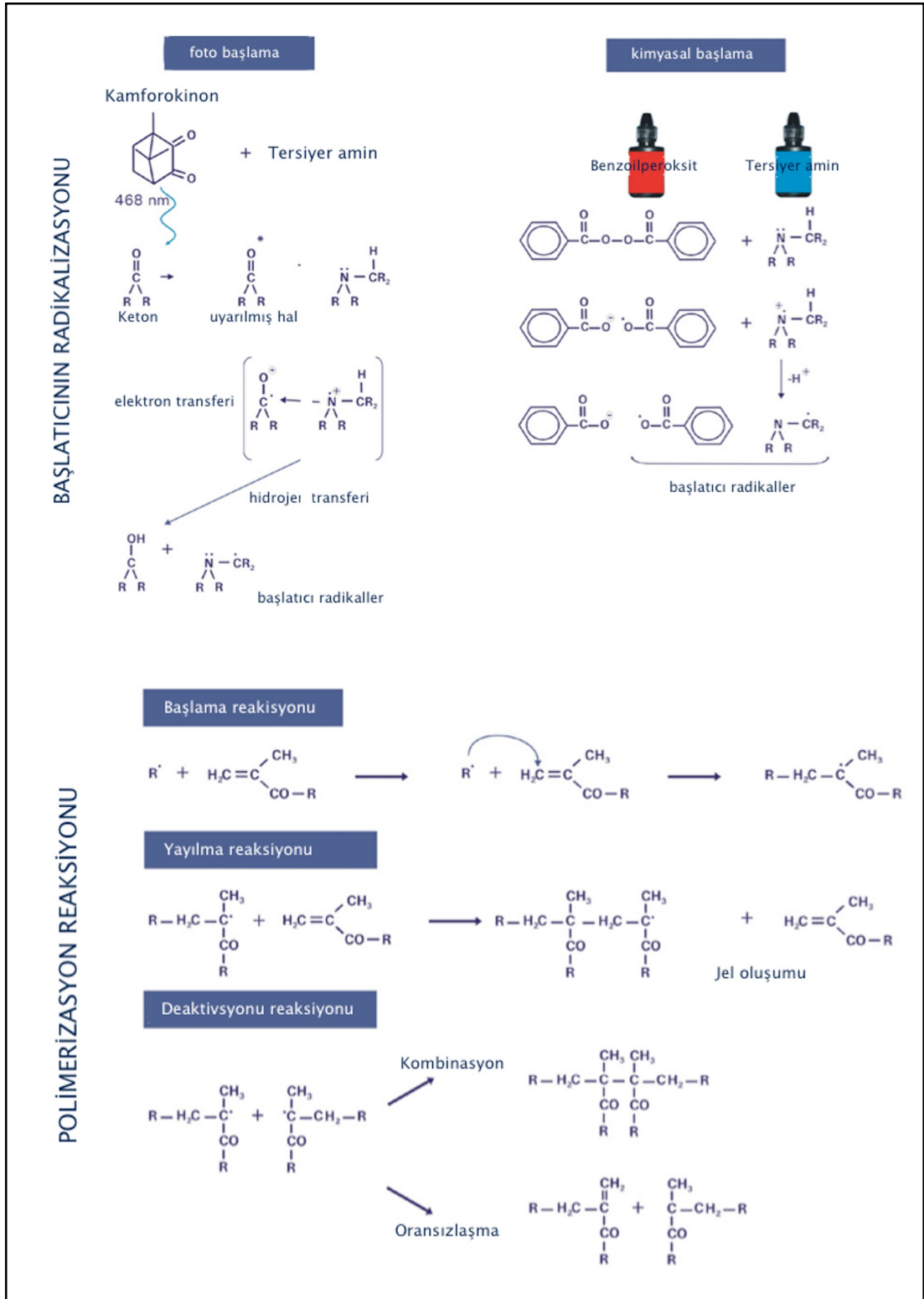
1980'lerin başında Kuraray (Osaka, Japonya) firması tarafından fonksiyonel monomer olan MDP sentezlenmiştir. Bu yeni monomerin metallere ve diş dokusuna bağlanmada etkili olduğunu kanıtlanmış ve sonraki tüm Kuraray adezivlerinde de MDP kullanılmıştır.⁴⁴ MDP, hidrofilik polar fosfat grubu ve hidrofobik metakrilat grubu içerir. Bu monomerin uzun karbon zincirli gövdesi oldukça hidrofobik özelliindedir. MDP adezivlerde tipik olarak kullanılan tüm fonksiyonel monomerler arasındaki en hidrofobik bileşendir.⁴⁴ Bu hidrofobik özellik, su emme ve hidrolitik yıkımı engelleyebilir. MDP, diş dokularındaki hidroksipatitte ($Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$) bulunan kalsiyuma iyonik bağ ile kimyasal olarak bağlanan çok az monomerden biridir.⁴⁴ Kuraray markasının MDP ile ilgili patenti sona erdiğinde (yaklaşık olarak 2003 yılı) diğer üreticiler de bu monomeri ürünlerinde kullanmaya başlamışlardır.^{44, 61}

2.5.2. Başlatıcı Sistemler

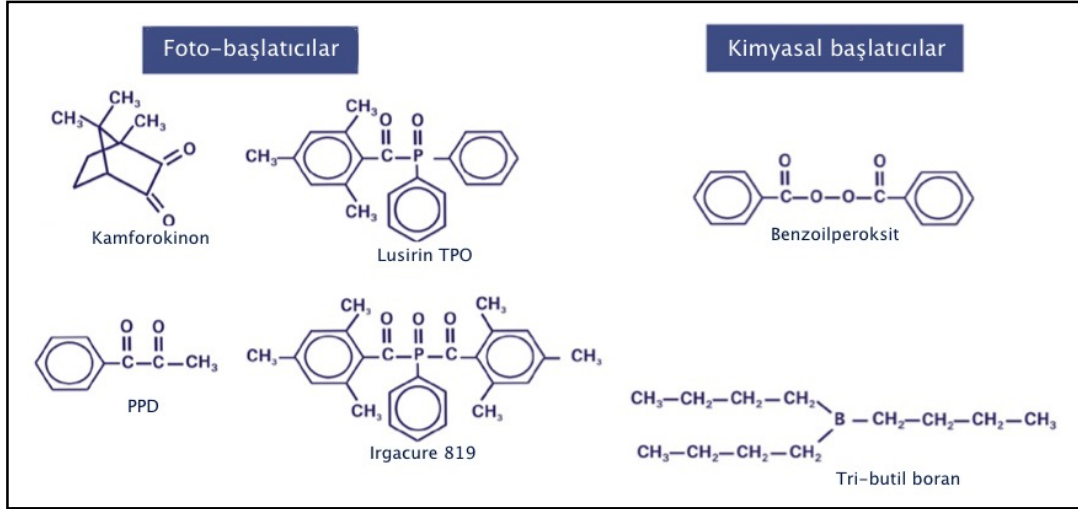
Dental rezinlerde polimerizasyon genellikle radikal polimerizasyonu yoluyla gerçekleşir (Şekil 2.2.)⁶² Bu reaksiyonu başlatmak için küçük miktarlarda başlatıcı gereklidir.^{1, 63} Başlatıcılar genellikle düşük ayrışma enerjisine sahip atomik bağlar yapabilen, belli durumlar altında radikal oluşturabilecek moleküllerdir.⁶³ Başlatıcının miktarının rezinin mekanik gücünü direkt olarak etkilediği bildirilmiştir.^{64, 65} Ancak başlatıcının önemi genelde ihmal edilmiştir.⁶⁶

Radikaller termal, fotokimyasal ve redoks yöntemleriyle oluşturulabilir.⁶³ Kompozit materyaller ve adezivlerde redoks ve fotoaktivasyonlu başlatıcılar kullanılmıştır (Şekil 2.3.). Fotobaşlatıcılar elektromanyetik enerjiyi emer, redoks başlatıcılar ise başka bir parça ilavesi (kimyasal ya da kendiliğinden polimerizasyon) gerektirir. Fotobaşlatma ile kendiliğinden polimerizasyon arasında seçim adeziv sistemin

amacına bağlı olarak değişir. Işıma ile başlayan polimerizasyonun avantajı reaksiyonun başlama kontrolünün kolaylığıdır. Ancak, ışımanın adezive ulaşması zor ise kendiliğinden polimerize olabilen sistemler daha uygundur. Genel olarak kompozit rezinlerin adeziv sistemleri fotobaşlatıcılar, rezin esaslı simanlar kimyasal başlatıcı içerirler. Her ikisini içeren sistemler ikili polimerize sistemler olarak adlandırılır.¹ Başlatıcıların ilavesi adezivlerin biyouyumunu düşürür. Bu da radikal oluşumu sonucu sitotoksosite ile ilişkilendirilmiştir.^{67, 68}



Şekil 2.2. Kamforokinon ve benzolperoksitin radikalizasyon reaksiyonu.¹



Şekil 2.3. Foto-Başlatıcılar ve Kimyasal Başlatıcılar.¹

2.5.3. Engelleyiciler (İnhibitörler)

Dental rezinlerde engelleyiciler başlatıcıların erken reaksiyonu sonucu radikal oluşumunu önlemek amacıyla eklenmektedir. Sıra dışı saklama koşullarında bazı başlatıcı molekülleri bozulabilir ve kendiliğinden tepkimeye girebilir. Engelleyiciler bu kendiliğinden gelişen tepkimeyi engeller. Dolayısıyla adezivin raf ömrünü de uzatır. Adezivlerde sıklıkla kullanılan engelleyiciler butilhidroksitoluen (BHT) ve monometil eter hidrokinondur (MEHQ). Hidrofobik adeziv rezin ve kompozitlerde en sık kullanılanı BHT'dir.¹

2.5.4. Çözücüler

Adezivlerin dentine bağlanması için çözücü ilavesi kaçınılmazdır. Dentinin nemli doğası gereği iyi bir ıslanma için hidrofilik bağlayıcı uygulaması gereklidir.⁶⁹ Bir yandan hidrofilik monomer ilavesi, bir yandan da çözücü eklenmesi sonucu adezivlerin ıslatma özelliği oldukça gelişir.⁶³ Primer ve/veya adeziv rezinin düşük viskozitesi monomerlerin çözücü içerisinde çözülmesi sayesinde olur ve dış yüzeyine difüzyonu artırır. TE adezivlerde çözücünün temel görevi kollajen ağına iyi bir monomer penetrasyonu

sağlamaktır.⁷⁰ Hava ile kurutulmuş dentinde, çözücü çökmüş kollajen ağını tekrar genişletebilmelidir.^{71, 72} SE adezivlerde asidik monomerlerin iyonizasyonu için çözücü olarak su kullanılması kaçınılmazdır.^{73, 74} Adezivlerde en sık kullanılan çözücüler su, etanol ve asetondur. Dentsply firması bazı adezivlerinde çözücü olarak tersiyer butanol kullanmıştır.

2.5.5. Doldurucular

Adeziv rezinlere doldurucu birkaç nedenden dolayı eklenir. Kompozit dolgu ile diş arasındaki adeziv tabaka düşük gerilim dayanımı ve düşük elastik modülünden dolayı zayıf bağlantı olarak görülür.⁷⁵ Bu yüzden adeziv rezine doldurucu ilavesinin adeziv tabakayı güçlendireceği düşünülmüştür.^{1, 76, 77} Ancak doldurucular çok düşük oranlarda eklendiğinden güçlendirici etkisi tartışmalıdır.⁷⁸ Adezivlere doldurucu eklenmesinin bir diğer nedeni de viskozitenin ayarlanmasıdır. Doldurucuların kalınlaştırıcı etkisi adeziv tabakanın fazla incelmesinin önler.⁷⁹ Asit uygulaması sonrası demineralize kollajen ağının fibrilleri arasındaki mesafenin 20 nm olduğunu göz önünde bulundurulduğunda ilave edilecek doldurucunun büyüklüğü 20 nm 'nin altında olmalıdır. Bu amaçla koloidal veya pirojenik kaynaklı silikon dioksit (7 nm) sıklıkla kullanılmaktadır. Doldurucuların küçük boyutlarına rağmen (<7 nm) açığa çıkmış kollajen ağına gerçekten infiltre olup olmadığı tartışmalıdır. Ayrıca kollajen ağı ilave filtre olarak da davranabilir.^{1, 17} Birçok adeziv rezin saf silikon dioksit içerdiğinden radyopak değildir. Bazı adezivlere baryum, stronsiyum gibi iyonlar radyopasite için eklenmiş olsa da, eklenebilecek oran sınırlı olduğu için klinik olarak yeterli değildir.¹

Genel olarak doldurucu ile rezin arasında kimyasal bağlanma için doldurucular silanlanır. Silanlama sayesinde adeziv rezin erken yıkımlardan korunmuş olur ve rezin matriksi ile doldurucu parçacıklar arasında stres geçişi sağlanır.⁸⁰

2.6. Dental Adeziv ve Restoratif Sistemlerin Antibakteriyel

Özellikleri

Sekonder çürük, restorasyonların değiştirilmesinin gerekliliğinin temel nedenlerinden birisidir.^{81, 82} Adeziv sistemlerdeki gelişmelere rağmen, kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve sonucunda diş-restorasyon arayüzünde oluşan mikro-boşluklar restoratif diş hekimliğinde önemli bir sorun olmaya devam etmektedir. Bu boşluklardan karyojenik bakteriler sızabilir bu da sekonder çürük oluşumuna neden olabilir. Restorasyon ile diş arayüzünde başlangıçta tam bir sızdırmazlık sağlansa bile, zamanla diş-kompozit arayüzünde ayrışmalar olabilir.⁸³⁻⁸⁵

Sekonder çürük oluşumunda başka bir etken de tam olarak uzaklaştırılmamış çürük ve artık bakterilerdir.⁸⁶ Çürük dokunun uzaklaştırılması sırasında, dentin sertliği ve renk gibi klinik parametrelere göre ve çürük tespit edici boyalarla artık çürük kontrolü yapılabilir; fakat dentin içinde bakteriler kalmaya devam etmektedir.^{87, 88} Çürüğün uzaklaştırılmasıyla ilgili objektif kriterler sunan tek araç gibi görünen çürük tespit boyalarının güvenilirlikleriyle ilgili çalışmaların sonuçları da oldukça çelişkilidir. Boyaların enfekte dentin varlığını göstermede yanıltıcı sonuçlara yol açabilecekleri ve gereksiz madde kayıplarına sebep oldukları bir çok çalışmada belirtilmiştir.^{89 90-92} Histolojik ve mikrobiyolojik yöntemlerin kullanıldığı çalışmalar, boyalar yardımı ile temizlenen kavitelelerin %15-40'ında artık bakteri bulunduğunu göstermişlerdir.^{90, 91} Günümüz diş hekimliğinde minimal invaziv yaklaşımın ön planda olmasına bağlı olarak dentin pulpa kompleksine zarar vermektten kaçınarak diş yapısını destekleyici koruyucu teknikler önerilmektedir.⁹³ Özellikle derin çürük lezyonlarında, enfekte dentinin tamamen kaldırılmaması önerilmektedir, ancak restorasyon içerisinde canlılığını sürdürebilen bakteriler restorasyonda başarısızlığa sebep olabilir.⁹⁴ Sızdırmaz bir restorasyon yapılsa bile; artık bakteriler, 1 yıldan fazla yaşayıp, çoğalabilirler.⁹⁵ Uzun

ömürlü bir restorasyon için, sızdırmaz bir kapamanın yanında artık bakterilerin sayısının da azaltılması gerekmektedir.

Düşük pH değerinde asidik monomerler içeren SE adeziv sistemlerin antibakteriyel etki gösterdiğini belirten çeşitli çalışmalar mevcuttur.⁹⁶⁻⁹⁸ Fakat bu antibakteriyel etki 24-48 saat kadar sürer ve SE primerlerin asitliği dentine teması sonucunda tamponlanır.^{96,99} Artık bakterilere bağlı tekrarlayan çürüklerin önlenmesi için kavite dezenfektanlarının kullanımını önerilmiştir.^{4, 5, 95, 100} Ancak kavite dezenfektanlarının, içeriklerine ve kullanılan adeziv rezinin yapısına bağlı olarak, kompozit rezinlerin sızdırmazlığını ve bağlanma direncini olumsuz etkileyebileceği yönünde endişeler vardır.^{4, 8} Kavite dezenfeksiyonu için ilk olarak, ojenol ile çöktürülmüş gümüş nitrat, fenol, timol gibi kimyasallar tavsiye edilmiştir. Ancak bu kimyasalların pulpa üzerine irritan etkileri sebebiyle, günümüzde kullanılmamaktadır.¹⁰¹ Son dönemlerde, kavite dezenfeksiyonu için hidrojen peroksit, klorheksidin diglukonat, etilendiamin tetraasetik asit, sodyum hipoklorit ve iyodin içeren pek çok ürün test edilmiştir.^{5, 8, 102} Bunların arasında en çok klorheksidin etkileri üzerinde durulmuştur.^{4, 103, 104}

Klorheksidin, 1970'lerden beri hem tıp hem de diş hekimliği alanında kullanılan bir dezenfektandır.¹⁰⁵ Gram-pozitif bakterilere daha duyarlı olan ve geniş antibakteriyel spektruma sahip katyonik bir dezenfektandır. Streptococcus mutans'a karşı engelleyici potansiyeli oldukça fazladır.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸ Klorheksidin, bakterinin metabolik aktivitesini etkileyerek bakteriyi inhibe eder. Konsantrasyonuna bağlı olarak etkisi değişir. Düşük konsantrasyonda bakteriyostatik etkiye sahipken, yüksek konsantrasyonda bakteri hücre duvarını parçalar ve hücrel elamanların geri dönüşümsüz olarak çökmesine veya hücre dışına çıkmasına sebep olarak bakterisit etki yapar.¹⁰⁹ Klorheksidin dental dokular ve mukozal membran tarafından emilir ve uzun süreli salımla etki gösterir.¹¹⁰ Uzun süreli

antibakteriyel etkisi bu yavaş salıma bağlanabilir.¹¹¹ Birçok araştırmacı ve üretici klorheksidin asit uygulamasından sonra 60 sn boyunca uygulanmasını ve adeziv uygulaması öncesi fazla nemin alınmasını tavsiye etmektedir.¹¹²⁻¹¹⁵ İdeal bir kavite dezenfektanı yüksek antibakteriyel etki sağlamakla birlikte pulpa üzerinde en az toksik etki oluşturmaldır.¹⁰⁶ Klorheksidin etkili bir antibakteriyel ajan olmasına rağmen sitotoksitesi de göz ardı edilmemelidir.^{116,117} Klorheksidin gibi kavite dezenfektanlarının adeziv sistemlerle kullanımında, hidrofilik rezinin dentine bağlanmasında problem olabileceği öne sürülmüştür.^{4, 8} Ancak bazı çalışmalarda kavite dezenfektanlarının yeniden nemlendirme işlemini gerçekleştireceği ve daha iyi bir bağlanmayı sağlayacağı da iddia edilmiştir.^{4, 118}

Araştırmacılar, son zamanlarda klorheksidine alternatif olarak daha biyouyumlu materyallerin kullanabileceği yönünde görüşler öne sürmüşlerdir.^{103, 119} Aleo vera ürünleri ve hyaluronik asit içerikli ürünlerin antibakteriyel etkilerinin olduğu, aynı zamanda düşük sitotoksik etki gösterdikleri belirtilmiştir.^{103, 120-123} Ancak bu ürünlerin kavite dezenfektanı olarak kullanımı konusunda yeterli çalışma mevcut değildir.

Sekonder çürüğün sebep olduğu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla; daha iyi bir örtücülük sağlama, kompozitlerin yüzey özelliklerinin modifiye edilmesi gibi stratejiler önerilse de en önemli ve umut verici strateji, kompozit veya adezivlere antibakteriyel ajanlar eklenmesidir.^{2, 3} Adeziv sistemlere eklenen antibakteriyel etki sağlayan materyaller etkisini iki şekilde gösterir; antibakteriyel ajan salınımı yapanlar veya antibakteriyel etkiyi temas durumunda gösterenler.

Antibakteriyel ajan salınan materyaller arasında klorheksidin, florid ve gümüş yer almaktadır.^{124, 125} Ancak, antibakteriyel ajan salımının kinetiğini kontrol etmek mümkün değildir. Ayrıca, antibakteriyel etkinin zamanla azaldığı ve bu maddelerin, restorasyonun fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebileceği ve toksik etkiler oluşturabileceği

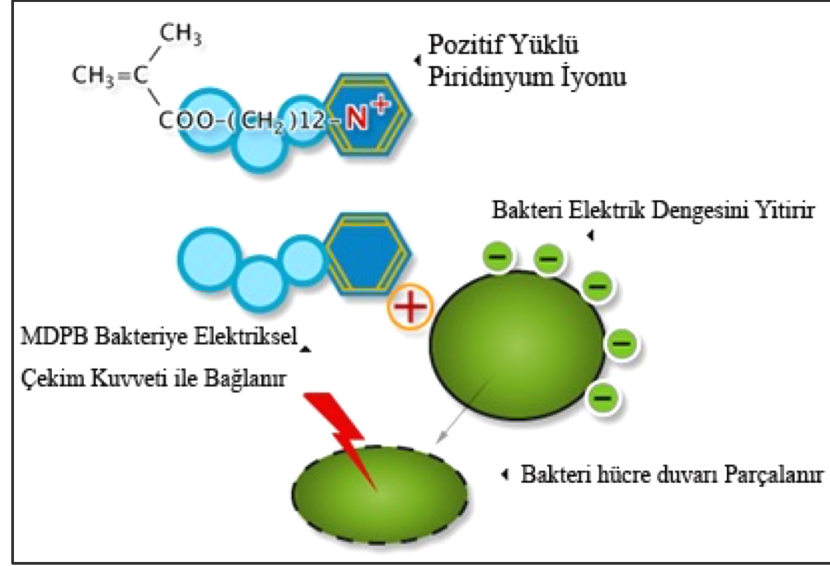
bildirilmiştir. ^{126, 127} Bu tarz problemlerin önüne geçebilmek için Imazato ve çalışma grubu ‘sabitlenmiş bakterisit etki’ konseptini diş hekimliğine tanıtmışlardır. ¹²⁸ Sabitlenmiş bakterisit etki, antibakteriyel ajanın kovalent bağ gibi güçlü bir kimyasal bağ ile bağlanarak, taşıyıcı materyalden salınmaması fakat temastaki bakterileri inhibe etmesi şeklinde tanımlanabilir. Bu teknoloji sayesinde ajan salmayan antibakteriyel adezivler yaratmak mümkün olabilir. ¹²⁹

2.6.1. Metakriloiloksi Dodesil Pirinidyum Bromid (MDPB)

Antibakteriyel grup eklenmiş ilk adeziv sistem Clearfil Protect Bond (Kuraray) isimli adezivdir. Asidik primer içeriğine dördü amonyumdan sentezlenen antibakteriyel ajan olan metakriloiloksi dodesil pirinidyum bromid (MDPB) monomeri eklenerek geliştirilmiş iki basamaklı SE bir sistemdir. ¹³⁰ MDPB içeren adeziv polimerize edildiğinde herhangi bir antibakteriyel ajan salınımı yapmadığı halde, temas durumunda antibakteriyel etkiye sahiptir ^{7, 129, 131, 132} MDPB’ nin en önemli avantajlarından biri polimer matriks içinde rezinle birlikte kopolimerize olup uzaklaşmayarak uzun süre antibakteriyel etki sağlayabilmesidir. ^{97, 131, 133} Dördü amonyum bileşikleri antibakteriyel etkilerini, hücre duvarına katyonik olarak bağlanarak gerçekleştirirler. Bu şekilde membranın elektrik dengesini bozar ve hücre zarının parçalanarak sitoplazmik materyalin dışarı sızmasına neden olurlar. MDPB de bir dördü amonyum türevidir ve bunun polimerize edilmemiş halinin dördü amonyuma benzer bir mekanizma ile bakterisit etki gösterdiği düşünülmektedir. ¹³⁴

MDPB, polimerizasyonu takiben, bakteri adherensi ve çoğalması üzerinde inhibe edici etki gösterir. ^{88, 131, 135} MDPB’nin kök yüzeyinde ve dentinde izole bakterilere karşı antibakteriyel etkisi gösterilmiştir. ¹³⁵⁻¹³⁷ Yüzde 5’lik MDPB içeren asidik primer, temas sonrası 30 sn içinde S. Mutans üzerine bakterisit etki yapar. ^{133, 138} Bu sayede MDPB

içerikli adezivin hem kavitede kalan bakterileri öldürdüğü hem de diş restore edildikten sonra rezin-dentin arayüzüne invaze olabilecek bakterileri engellediği iddia edilmektedir.^{134, 138-140} MDPB'nin sitotoksik olmadığı ve içerisine eklendiği dental adezivin biyouyumluluğunu etkilemeksizin bakterisit etki sağladığı bildirilmektedir.^{134, 141}



Şekil 2.4. MDPB molekülü ve kontakt dezenteaktan etkisi.

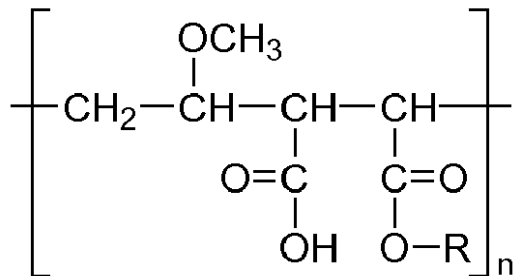
2.6.2. Polimetil Vinil Eter-ko-maleik Anhidrit (PVM/MA)

Polimetil vinil eter-ko-maleik anhidrit (PVM/MA), piyasada 'Gantrez' ismiyle bulunan ve yaygın olarak farmasötik amaçlar için kullanılan biyolojik olarak parçalanabilir bir polianhidrittir. Bu molekül, biyo-adeziv veya muko-adeziv özelliklere sahip nanopartiküllü dozaj formlarının hazırlanması için uygun bir kopolimerdir.¹⁴² Ağız boşluğunda; diş ağrısı, bakteriyel ve fungal enfeksiyonlar, aftöz ülserler, liken planus, enflamasyon ve stomatit tedavisinde kullanabileceği belirtilmiştir.¹⁴³ PVM/MA kopolimeri, bakterilerin mine yüzeyine adezyonunu azaltıcı etki gösterir. Bu etki, kalsiyum iyonlarını şelatlayan karboksilat yan zincirlerinin mine yüzeyinde kalsiyum birikimini önlemesine bağlanabilir.¹⁴⁴ Piyasada, triklosan, PVM/MA ve florür kombinasyonu içeren bir diş macunu (Colgate Total, Colgate-Palmolive Company)

bulunmaktadır. PVM/MA triklosanın etkisini ve antibakteriyel özelliği artırır ve diş yüzeyinde daha fazla kalmasını sağlar. ¹⁴⁵ Yüzde 3'lük triklosan ve % 0.25'lik PVM/MA içeren bir gargaranın, fırçalama öncesinde veya sonrasında kullanıldığında dental plağı anlamlı ölçüde azalttığı gösterilmiştir. ¹⁰⁵

Toksikolojik çalışmalar PVM/MA kopolimerinin toksik olmadığını göstermiştir. Bir kobayda yapılan çalışmada, PVM/MA kopolimerinin LD50 değerinin kilogram başına 8-9 gram olduğu belirtilmiştir. ¹⁴⁶ 2002 yılında Gantrez AN 139'un; pedler ve tamponlar, hastaların idrar bezleri gibi hijyenik nesnelere antimikrobiyal özelliği ve koku azaltıcı etkisiyle kullanım patenti alınmıştır. ¹⁴⁷ Patent içerisindeki in vitro çalışmalarda, Gantrez AN 139 tozunun difüzyon analizlerinde ve mikroorganizma kültürü tamponlardaki bazı bakterilerin büyümesini engellediğini gösterilmiştir. Gantrez AN 139 tozunun mikroorganizma kültürü tamponlar üzerindeki funguslara karşı antifungal etkisi de tarif edilmiştir. ¹⁴⁷

Modern adeziv ajanlar içine PVM/MA kopolimerinin eklenerek, antibakteriyel özelliklerinden faydalanılması, restoratif diş hekimliği açısından olumlu bir etki yaratabilir. İçerisine antibakteriyel ajan eklenmiş bir adezivin diş dokularına bağlantısının bilinmesi de bu açıdan önem taşımaktadır. Bahsedilen nedenle, bu tez çalışmada, içeriğine PVM/MA kopolimeri eklenmiş deneysel bir SE adeziv sistem hazırlanması sonrası bağlanma dayanımının incelenmesi amaçlanmaktadır.



Şekil 2.5. PVM/MA kopolimerinin yapısı. ¹⁴³

3. MATERYAL & METOT

Bu in vitro çalışma, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirildi. Araştırmanın etik kurul onayı Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (Karar Tarihi:28.04.2016) (EK 2) alındı.

3.1. Çekilmiş Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Bu çalışmada kullanılmak üzere, son üç ay içerisinde çekilmiş büyük azı dişler Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı kliniğinden toplandı. Çürük, hipokalsifikasyon ve kırık/çatlak bulunan dişler çalışma dışı bırakıldı. 50 adet çürüksüz büyük azı insan dişi deney zamanına kadar dentin geçirgenliğini, mekanik ve fiziksel özellikleri koruyabilmek için, distile su ile dolu cam kavanoz içinde oda sıcaklığında saklandı. Dişler periodontal küret ve kretuar ile temizlendi ve dişler üzerindeki doku artıkları ve debrisler uzaklaştırıldı. Sonrasında ince pomza ve profilaksi lastikleri kullanılarak tamamen temizlendi ve su ile yıkandı.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Dişler mine sement sınırının 2 mm apikalinde olacak şekilde akrilik bloklara gömüldü. Dişlerin okluzal yüzeyleri derin dentin dokusunu açığa çıkartmak amacıyla (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) cihazında düşük hızda elmas separe ile su soğutması altında okluzal yüzeylerinde düz bir dentin dokusu elde edilecek şekilde kesildi. Dişlerin dentin yüzeyleri, smear tabakası oluşturmak amacıyla 600 gritlik silikon karbid kağıt ile su altında 30 sn pürüzlendirildi.

3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler ve Restoratif Materyal

Çalışmada kullanılan adezivlerin ve restoratif materyalin içerikleri Tablo 3.1.'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Adeziv ve Restoratif Materyaller

| Materyal | Tipi | İçeriği | Lot Numarası | Üretici Firma |
|---------------------------------|--|---|--------------|------------------------------------|
| Clearfil SE Bond | İki Aşamalı Self-etch Adeziv | Primer: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, Su Bond: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), Bisfenol A diglisidil metakrilat (BIS-GMA), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, Kolloidal silika | 000181 | Kuraray Noritake Dental Inc. Japan |
| Clearfil SE Protect Bond | İki Aşamalı Self-etch Adeziv | Primer: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 12-Metakriloiloksidodesilpridinium bromid (MDPB), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), hidrofilik dimetakrilat, su Bond: : 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), Bisfenol A diglisidil metakrilat (BIS-GMA), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, Kolloidal silika, yüzey işlenmiş sodyum florid (NaF) | 000015 | Kuraray Noritake Dental Inc. Japan |
| Clearfil Universal Bond | Tek Aşamalı Self-etch Ünlversal Adeziv | 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP),), Bisfenol A diglisidil metakrilat (BIS-GMA), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon,kolloidal silika, silan bağlama ajanı, etanol, su | 000019 | Kuraray Noritake Dental Inc. Japan |
| Deneysel Adeziv | İki Aşamalı Self-etch Adeziv | Primer: %40 MMEP, etanol Bond: HEMA, Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), bisfenol A gliserolat dimetakrilat (BİSGMA), | | |

| | | | | |
|--|--|--|---------|---------------------------------------|
| | | dimetilaminoetil metakrilat, kamforkinon | | |
| PVM/MA'lı Deneysel Adeziv | İki Aşamalı Self- etch Adeziv | Primer: %40 MMEP, etanol Bond: HEMA, Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), bisfenol A gliserolat dimetakrilat (BİSGMA), dimetilaminoetil metakrilat, kamforkinon, PVM/MA | | |
| Z550 | Nano hibrit Üniversal kompozit rezin | | N728631 | 3M/ESPE, St. Paul, MN, U.S.A |

3.3.1. Clearfil SE Bond

Clearfil SE Bond, tüm metakrilat esaslı kompozit restoratif materyallerle birlikte kullanılabilen iki aşamalı ışıkla sertleşen bir SE adezividir. Kendinden asitli bir primer ve bir bonding ajandan oluşur. Su esaslı SE primeri içerisinde, MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, fotobaşlatıcılar, N,N-dietanol-p tolidin; adezivi (bond) içerisinde MDP, HEMA, BIS-GMA, hidrofobik dimetakrilat, fotobaşlatıcılar, N,N-dietanol-p-tolidin, koloidal silika bulunur. Hazırlanmış diş yüzeyine primer 20 sn süreyle uygulanır ardından hafifçe hava uygulanır. Sonrasında adeziv uygulanır ve nazikçe hava uygulanır. Ardından 10 sn ışık cihazıyla polimerize edilir. Sonrasında restoratif materyal yerleştirilir.

3.3.2. Clearfil Protect Bond

Clearfil Protect Bond, günümüzde isim değiştirmiş olup, ülkemizde 'Clearfil SE Protect' ismiyle pazarlanmaktadır. Anlam kargaşasına sebep vermemek için bu tez çalışmasında 'Clearfil Protect Bond' ismi kullanıldı. Clearfil Protect Bond antibakteriyel etkiye sahip ve kendinden asitli bir primer ile florür salınımı yapan bir bonding ajandan oluşan iki aşamalı bir adeziv sistemdir. Primerinde; MDP, MDPB, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, su bulunur. Bondin ajanda ise MDP, BIS-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, koloidal silika, yüzey işlenmiş

sodyum florid bulunur. Primer içeriğinde bulunan MDPB monomeri Streptococcus Mutans' a karşı antibakteriyel etkiye sahiptir. Hazırlanmış diş yüzeyine primer 20 sn süreyle uygulanır ardından hafifçe hava uygulanır. Sonrasında adeziv uygulanır ve yumuşakça hava uygulanır. Ardından 10 sn ışık cihazıyla polimerize edilir.

3.3.3. Clearfil Universal Bond

Clearfil Universal Bond tek aşamalı, ışıkla polimerize olan bir bonding ajandır. Bu ürün hem direkt hem de indirekt restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Ön görülen endikasyon şekline bağlı olarak SE veya fosforik asitle beraber TE olarak kullanılabilir. İçeriğinde MDP, BIS-GMA, HEMA, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, kolloidal silika, silan bağlama ajanı, etanol, su vardır. Adeziv tüm kavite duvarlarına 10 sn masaj yaparak uygulanır. 5 sn hafif hava uygulanır. Ardından 10 sn ışık cihazıyla polimerize edilir.

3.3.4. Filtek Z550, Nanohibrit Kompozit Rezin

Z550 Nano Hibrit Kompozit Rezin, görünür ışıkla polimerize olan, radyoopak, kompozit esaslı bir restoratif materyaldir. Hem anterior hem posterior dişlerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. İnorganik doldurucu oranı, boyut olarak 20 nm'lik silika partikülleri ve 0.1-10 mikronluk zirkonya/silika partikülleri olmak üzere ağırlık olarak %81,8, hacim olarak %67,8'dir. Z550 restoratif materyali UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, Polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA), Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate (BIS-EMA) rezinlerini içerir.

3.3.5. Deneysel Adeziv Sistemler

Bu çalışmada, iki aşamalı iki farklı SE deneysel adeziv kullanıldı. İki deneysel adeziv arasındaki fark birinin içeriğine PVM/MA eklenmesidir.

3.3.5.1. Deneysel Adeziv Sistemlerin Uygulanması

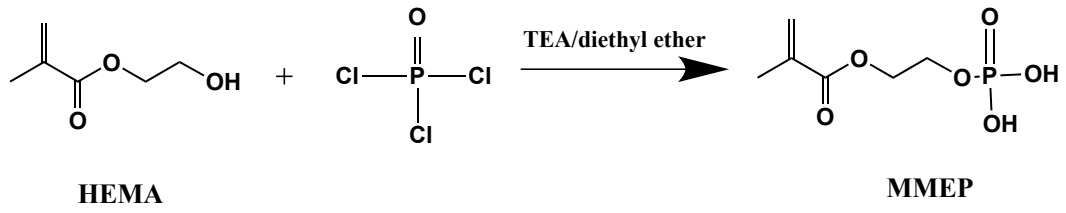
İki şişeden oluşan deneysel adezivin ilk şişesindeki ürün dentin yüzeyine 40 sn boyunca ovalayarak uygulandı. Ardından 5 sn hava ile kurutuldu. Sonrasında ikinci şişedeki ürün dentin yüzeyine 10 sn uygulandı ve 40 sn boyunca led ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi (Starlight S, Mectron Dental). PVM/MA içeren deneysel adeziv materyal de aynı şekilde uygulandı.

3.4. Deneysel Adezivin Hazırlanması

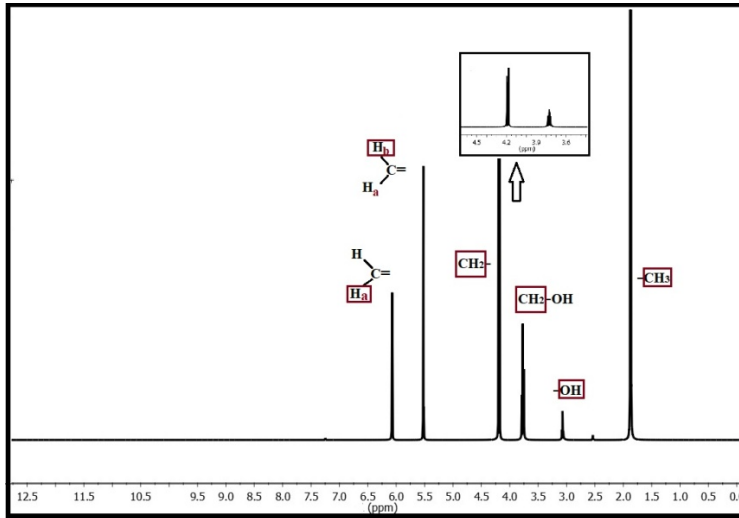
3.4.1. 2-Metakriloiloksi Etil Fosfat (MMEP) (Metakriloiloksietil Dihidrojen Fosfat) (MEP) Sentezi

İnert gaz atmosferinde üç boyunlu yuvarlak balon içerisinde 18 mL (0.148 mol) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), 0.01 g hidrokinon monometil eter (MEHQ) inhibitörü, 175 mL dietil eter manyetik karıştırıcı kullanılarak çözüldü. Sonra 22 mL trietil amin (TEA) (0.157 mol) ortamda oluşacak HCl asitini tuz olarak ortamdaki uzaklaştırmak için eklendi. -40 ° C'de 13.82 mL POCl₃ (0.148 mol) (nHEMA / nPOCl₃: 1: 1) ve 50 mL dietil eter karışımı, damlatma hunisi vasıtasıyla yavaşça ortama ilave edildi. POCl₃ çözelti ilavesi sona erince gece boyunca oda sıcaklığında tutuldu. Gece boyunca oda sıcaklığında karıştırıldıktan sonra, trietilamin hidroklorür tuzu süzülerek ortamdaki uzaklaştırıldı. Organik fazlar, 1N hidroklorik asit (HCl) ile yaklaşık 1'lik bir pH değerine ayarlanmış 150 mL doymuş sodyum klorür çözeltisi ile iki defa yıkandı ve daha sonra bu karışım,

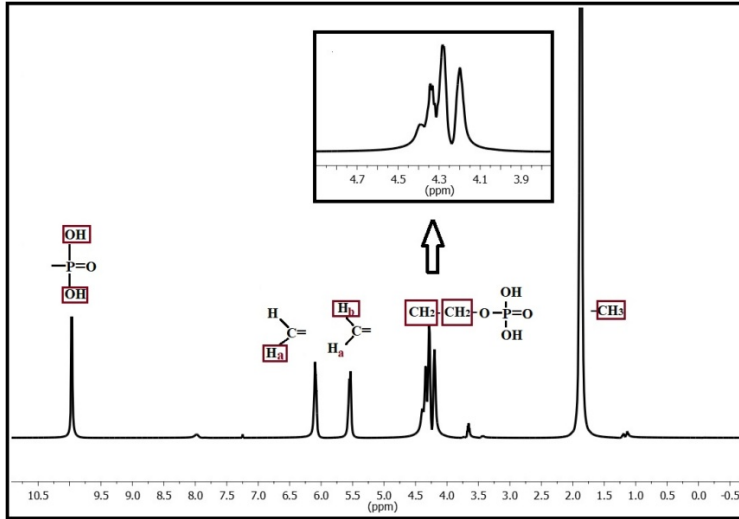
ağırlıkça % 10'luk 150 mL'si NaHCO₃ % sulu çözelti ile iki defa yıkandı. Ekstraksiyon yöntemi ile, sulu faz ve dietil eter fazı ayrıldı. Dietil eter fazı organik yapıları içerirken sulu fazda reaksiyona girmemiş reaktantların tuz formlarını ihtiva etmektedir. Dietil eter fazı susuz sodyum sülfat ile kurutulduktan sonra çözücü evaporatör yardımıyla vakum altında sabit ağırlığa kadar buharlaştırılarak, 5 mL açık sarı renkli sıvı elde edildi.¹⁴⁸



Şekil 3.1. 2-metakriloiloksi etil fosfat (MMEP) sentez şeması



Şekil 3.2. 2-hidroksietil metakrilat çıkış maddesinin ¹H NMR spektrumu (CDCl₃)



Şekil 3.3. Sentezlenen 2-(fosfonoksi)etil metakrilat molekülü ¹H NMR spektrumu (CDCl₃)

Şekil 3.2. de ve Şekil 3.3. de çıkış molekülü ve sentezlenen molekülün CDCl₃ içerisindeki ¹H Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) spektrumu verilmiştir. Sentez sonrası NMR spektrumunda δ=10 ppm’de fosfonik asite bağlı –OH gruplarının protonları gözlenmiştir. Bunun yanı sıra δ=3 ppm’de gelen çıkış molekülüne ait –OH grubunun piki kaybolmuştur. -OH grubuna bağlı δ=3,75 ppm’de gözlenen -CH₂ ve δ=4,15 ppm’de gözlenen β pozisyonundaki -CH₂ gruplarında yukarı alana doğru bir kimyasal kayma gözlenmiştir ve ~4,25 ppm’de piklerin çakıştığı gözlenmiştir.

3.4.2. Deneysel Primer Karışımının Hazırlanması

Sentezlenen MMEP monomeri %10, %20, %30, %40 oranlarında etanol içerisinde çözünerek primer karışım elde edildi ve pürüzlendirici materyal olarak kullanıldı. Farklı konsantrasyonlarda hazırlanan bu numunelerde %40’lık konsantrasyonun altında hazırlanan çözeltilerin demineralize edici özelliği yeterli düzeyde olmadığı ve bağ dayanım testi için numune hazırlığı aşamasında prematür kopmalar meydana geldiği için kullanılamamıştır.

3.4.3. Deneysel Adeziv Karışımının Hazırlanması

Kütlece %30 HEMA (3 g), %10 (1 g) Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve %60 (6 g) bisfenol A gliserolat dimetakrilat (BİSGMA) içeren toplam 10 g adeziv materyali hazırlandı. Adeziv karışımının polimerizasyonunu hızlandırmak için dimetilaminoetil metakrilat monomerinden toplam kütlenin %1'i kadar (0,1 g) eklendi ve polimerizasyon başlatıcısı olarak görev yapan kamforkinon (CQ) toplam miktarın % 0,4'ü olacak kadar (40 mg) eklenerek adeziv karışımı 1 saat süreyle 1200 devir/dk'da karıştırıldı.

3.4.4. Deneysel Adeziv İçerisine PVM/MA Eklenmesi

2 gram adeziv içerisine, adeziv kütlesinin %10'u oranında sıvı PVM/MA (Gantrez S-97 HSU Solution) eklenerek karışım elde edildi.

3.5. Örneklerin Gruplandırılması ve Restorasyon Prosedürleri

Oklüzal yüzeyleri hazırlanan 50 adet diş çizelgede gösterilen adezivler ve kompozit materyal kullanılmak üzere rastgele 5 gruba bölünmüştür.

Tablo 3.2. Örneklerin Gruplandırılması

| Grup | Adeziv | Kompozit |
|--------------|-------------------------|-----------------|
| Grup1 (SEB) | Clearfil SE Bond | Z550 |
| Grup2 (PrB) | Clearfil Protect Bond | Z550 |
| Grup3 (UniB) | Clearfil Universal Bond | Z550 |
| Grup4 (DenA) | Deneysel Adeziv | Z550 |

Adezivler üretici firmanın talimatlarına göre uygulandıktan sonra dişlerin oklüzal yüzeylerine 2'şer mm'lik kompozit rezin iki tabaka toplam 4mm kalınlığında olmak üzere yerleştirildi. Her tabakaya 20 sn ışık uygulandı. Işık kaynağı olarak led ışık cihazı (Starlight S, Mectron Dental) (800 mW/cm^2) kullanıldı.

3.6. Mikro Gerilim Bağ Dayanımı (μGBD) Ölçümü

Kompozit dolgu işlemi tamamlanan bloklar, 24 saat distile suda bekletildikten sonra kesim cihazına yerleştirildi. Örnekler 1.00 mm^2 'lik kesitli test çubukları elde etmek amacıyla uzun eksen boyunca kesim cihazı (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) ile 300 devir/dk hızla su soğutması altında kesildi.

Elde edilen her bir örnek mikrogerilim test cihazının iki ucu hareketli aparatına (MOD Dental MIC-101, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) bir siyanoakrilat adeziv ile yapıştırıldı ve 0,5 mm/dk kafa hızı ile gerilim kuvvetine maruz bırakıldı. Her bir örneğin kopma değeri Newton cinsinden ölçüldü. Daha sonra her bir örneğin bağlanma dayanımı, kopma kuvvetinin kesit yüzey alanına bölünmesiyle elde edilerek, megapaskal (MPa) cinsinden kaydedildi.

3.7. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğu D'Agostino & Pearson omnibus normalite testiyle incelendi. Verilerin normal dağılıma uygun olduğu belirlendikten sonra, tek yönlü varyans analizi ve Holm-Sidak çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

İstatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi 0.05 olarak alındı. Analizlerde ticari istatistiksel paket programı (Prism 6.0, GraphPad Software, La Jolla, CA, USA) kullanıldı.

4. BULGULAR

Varyans analizi sonuçları test edilen adezivlerin ortalama μ GBD değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark olduğunu ortaya koydu ($p<0.0001$). Çoklu karşılaştırma sonuçları ise tüm grupların ortalama μ GBD değerlerinin istatistiksel olarak birbirlerinden farklı olduğunu gösterdi ($p<0.05$). Ortalama μ GBD değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1. de verilmiştir. En yüksek μ GBD iki aşamalı SE adeziv olan SEB grubunda ($15,93 \pm 6,84$ MPa) gözlenirken, en düşük değer iki aşamalı SE deneysel adeziv olan DenA-G grubunda ($6,08 \pm 2,85$ MPa) tespit edildi. PVM/MA içeren DenA-G ($6,08 \pm 2,85$ MPa) grubunun μ GBD değerleri, PVM/MA içermeyen DenA ($9,46 \pm 2,68$ MPa) grubundan anlamlı olarak düşük bulundu ($p<0.05$).

Tablo 4.1. Grupların μ GBD testine ait ortalama ve standart sapma değerleri

| Gruplar | Ortalama \pm Standart Sapma (MPa) |
|----------------|---|
| SEB | $15,93 \pm 6,84^a$ |
| PrB | $13,45 \pm 4,22^b$ |
| UniB | $12,56 \pm 4,47^c$ |
| DenA | $9,46 \pm 2,68^d$ |
| DenA-G | $6,08 \pm 2,85^e$ |

*Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0.05$).

5.TARTIŞMA

Sekonder çürük, kompozit restorasyonlardaki başarısızlığın sebeplerinden biridir. Sekonder çürüğü önlemek ve artık bakteri endişesiyle gereksiz doku kaybına sebep olmadan minimal invaziv kavite preparasyonları yapabilmek amacıyla kavite dezenfektanlarının veya antibakteriyel ajan ilave edilmiş adeziv sistem ve restoratif materyallerin kullanımı önerilmiştir.²⁻⁶ Günümüzde antibakteriyel özellikli ideal bir kompozit materyal geliştirilememiş olsa da kompozit restorasyonların vazgeçilmez unsurlarından olan adeziv sistemlerin antibakteriyel etkinliği konusunda daha çok gelişme katedilmiştir. Adeziv sistemler antibakteriyel etki gösterirlerse kavitedeki artık bakterilerin ve mikrosızıntı kaynaklı diş-restorasyon arayüzünü istila eden bakterilerin inaktivasyonu sağlanabilir. Buna bağlı olarak da restorasyonların başarısı artıp ömrü uzayabilir.⁶ Bu nedenle adeziv sistemlerin antibakteriyel etkiye sahip olmaları istenilen bir özellik olmaya başlamıştır.¹³¹ Ancak antibakteriyel ajanların, içeriklerine ve kullanılan adeziv rezinin yapısına bağlı olarak, kompozit rezinlerin sızdırmazlığını ve bağlanma direncini olumsuz etkileyebileceği yönünde endişeler vardır.^{4,8} Bu çalışmada da antibakteriyel etki gösteren PVM/MA kopolimeri ilave edilmiş deneysel adezivin bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir.

Yeni geliştirilmiş restoratif materyallerin özelliklerini ve klinik uygunluğunu değerlendirmek için yapılan in vivo testler zaman alıcı, maliyetli ve standardizasyonu zor metotlardır.¹⁴⁹ Ayrıca hasta ağzında oluşan kontrol edilemeyen faktörlerden etkilenmesi, hasta takibinin oldukça zor olması in vivo testlerin olumsuz yanlarıdır.^{36, 150} Bu sebeple araştırmacılar bağlanma direnci belirlemede hızlı sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları karşılaştırması daha kolay olan in vitro testleri, in vivo

metotlara oranla daha fazla tercih etmektedir.^{149, 151} Bu çalışmada da adezivlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak amacıyla in vitro test yöntemi tercih edildi.

Adezivlerin performanslarını değerlendirmede, bağlanma dayanımı testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki bağlanma ne kadar güçlüyse rezin materyalin polimerizasyon esnasında ve ağız fonksiyonlarında meydana gelen streslere dayanımı o derece güçlü olacaktır. Bağlanma dayanımının ölçümünde uzun zamandır pek çok test yöntemi kullanılmaktadır. Bunların başında gerilim ve makaslama testleri gelmektedir.¹⁵² Makaslama ve gerilim dayanım testlerinde sıklıkla 7-12 mm²'lik bir alanda çalışılır.¹⁵³⁻¹⁵⁵ Ancak bu boyuttaki yüzey alanlarında yapılan testlerde çok fazla koheziv başarısızlık olduğu ve gelişen adeziv teknolojiyle beraber artan bağlantı kuvvetlerini tespit etmede bu test yöntemleri yetersiz kaldığı için yaklaşık 0.25-1 mm²'lik alanda yapılan μ GBD testi daha çok tercih edilmektedir.^{154, 156} Bir çok çalışmada, çalışılan yüzey alanı küçüldükçe başarısızlık değerlerinin gerçeğe daha yakın olduğu gösterilmiştir.^{152, 154} Makaslama testlerinde stres dağılımının değişkenliği koheziv kopmalara daha fazla sebep olurken, μ GBD testlerinde stres dağılımı daha düzenli olarak bağlanma yüzeylerine iletilir ve koheziv kopmaların oranı azalır.^{155, 157, 158} Diş dokusundaki bölgesel farklılık gösteren alanlarda (aşınmış dentin, çürükten etkilenmiş dentin, sklerotik dentin gibi) ve farklı dentin derinliklerinde ölçüm yapılabilmesi, aynı diştten çok sayıda örnek elde edilebilmesi, farklı kavite tipleri ve yaşlandırma tekniklerinin incelenebilmesine olanak sağlaması μ GBD testinin öne çıkan özelliklerindedir.^{156, 159, 160} Ancak yoğun laboratuvar çalışma gerektirmesi, 5 MPa'dan az, çok düşük bağlama dirençlerini ölçmede zorluk göstermesi, örneklerin hızlıca su kaybetmesi ve kolaylıkla zarar görebilmesi, kopmadan sonra örneklerin kaybolabilme veya zarar görebilme ihtimali gibi dezavantajlar μ GBD testi için fazlasıyla teknik hassasiyet gereksinimini beraberinde getirmektedir.^{156, 161} Bu dezavantajlara rağmen

μ GBD testi, restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde daha güvenilir, daha gerçekçi ve daha doğru bir in vitro test yöntemidir.^{158 162} Bu nedenlerden dolayı araştırmamızda bağlanma dayanımı testi olarak μ GBD testi kullanıldı.

Canlı insan dişlerinin bağlanma ve mikrosızıntı testlerini gerçekleştirmek için en iyi substrat olduğu bilinmektedir. Bununla beraber, bu bağlantı testlerinin in vivo olarak yapılması pek mümkün değildir. Bu nedenle in vitro testlerde çekilmiş dişler sıklıkla kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda bağlanma dayanım testleri için, sığır dişleri kullanılmış ve sığır dişlerinin insan dişlerine iyi bir alternatif olabileceği ileri sürülmüştür.¹⁶³⁻¹⁶⁵ 30 adet yeni çekilmiş 10 insan, 10 sığır, 10 domuz dişi kullanarak yapılan bir çalışmada mine ve dentine olan bağlanma dayanım değerleri mikro-gerilim test yöntemini kullanarak incelenmiştir. Araştırmacılar her üç gruptaki dişlerin bağlanma dayanım değerlerinin benzer çıktığını, ancak SEM incelemelerinde domuz dişlerinin mine yapısının, insan ve sığır dişlerinden çok farklı olduğunu bildirilmişlerdir.¹⁶⁶ Bazı araştırmacılar da sığır dişlerinin insan dişlerine oranla daha fazla sızıntı gösterdiği ve daha düşük bağlantı değerlerine sahip olduğunu tespit etmişler ve in vitro çalışmalar için çekilmiş insan dişlerinin kullanılmasını önermişlerdir.^{167, 168} Bu öneri doğrultusunda bu çalışmada çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Çekilmiş dişleri saklamak için, formalin, timol, kloramin, sodyum hipoklorit, serum fizyolojik çözeltisi ve distile su gibi çok sayıda farklı solüsyon kullanılmaktadır. Bu ortamların mine ve dentin üzerinde farklı etkileri bulunmaktadır. Formaldehit'in oksidasyon süreci ortam solüsyonunun pH'inin değişimine neden olan formik asit oluşturabileceği için çekilmiş dişleri saklamak için uygun bir ortam olmadığı ve formalin veya glutaraldehit gibi aldehitlerin kollajen ile reaksiyona girdiği belirtilmiştir.^{168, 169} Timol gibi fenolik bileşiklerin de radikal polimerizasyonunu inhibe ettiği ve adezyonu

olumsuz etkileyebileceği bildirilmiştir.¹⁶⁹ Salin solüsyonunda saklanan dişler kullanıldığında örneklerin dentin geçirgenliğinde zamanla büyük değişiklikler görüldüğü, distile su içinde saklanan dişlerde ise daha kararlı sonuçlar elde edildiğini bildirilmiştir.¹⁷⁰ Bu çalışmalar referans alınarak, bu çalışmada çekilmiş dişler +4° C de ve distile su içerisinde saklandı. Bağlanma dayanımı çalışmalarının çoğunda, kullanılan dişlerin yeni çekilmiş olduğu belirtilmiş, ancak çekimden sonra geçen net süre belirtilmemiştir. Bazı araştırmacılar çekimden sonra geçen sürenin bağlanma dayanımına etkisi olmadığını belirtmişlerdir.^{168, 171, 172} Başka bir çalışmada da dişlerin çekiminden sonra geçen iki gün ve altı ay arasında bağlanma dayanım kuvveti açısından bir fark bulunamamıştır.¹⁶⁷ Ancak restorasyonların kavite hazırlandıktan sonra mümkün olduğunca zaman geçirmeden yapılması tavsiye edilmiştir.¹⁶⁸ Bir başka çalışmada, rezin simanların dentine bağlanma dayanımı incelenmiş ve 12 aylık saklama koşullarında bağlanma dayanım kuvvetinin olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir.¹⁷³ Bir başka referansta altı aydan uzun süre saklanan çekilmiş dişlerin dentin proteinlerinde dejeneratif değişikliklerin meydana gelebileceği belirtilmiştir.¹⁶⁹ Bu araştırmacıların önerileri doğrultusunda, bu çalışmada son üç ay içerisinde çekilmiş dişler kullanılmış ve deney prosedürlerinin uygulanma süresi mümkün olduğunca kısa tutulmaya özen gösterildi.

SE adezivler, kullanım kolaylığı, TE sistemlere göre daha az teknik hassasiyet gerektirmesi sebebiyle kullanımları oldukça benimsenmiş ve popüler sistemlerdir. Bu çalışmada da, iki aşamalı SE sistemleri temsilen, SE adezivler arasında altın standart olarak bilinen Clearfil SE Bond (SEB) tercih edildi. Son yıllarda popüler olan universal adezivleri temsilen de aynı markanın son dönemde piyasaya sürülen adezivi, Clearfil Universal Bond (UniB), tercih edildi. Bu tez çalışmasında kullanılan diğer bir adeziv sistem de antibakteriyel ajan içeren iki aşamalı SE adeziv Clearfil Protect Bond'dur (PrB). Bu adeziv sistemin primeri içinde bulunan MDPB monomeri sayesinde kontakt

antibakteriyel etki gösterirken, aynı zamanda adezivi içerisinde bulunan Sodyum florür (NaF) kristalleri sayesinde flor salabilir. Clearfil Protect Bond sekonder çürük oluşumunu engellemede önemli etkinliğe sahip olduğunun belirtilmesi ve ajan salımı yapmadan kontakt antibakteriyel etki gösterebilmesi sebebiyle deney gruplarından birinde tercih edildi.^{7, 101, 133, 136, 138}

2004 yılında yapılan bir çalışmada SE adeziv sistemler kullanıldığında hibrit tabakanın altında bulunan yeni bir tabakanın varlığı tanımlanmıştır.¹⁷⁴ Bu tabakanın hibrit tabakadan farklı olarak asit-baz ataklarına dayanıklı olduğu belirtilmiş ve bu nedenle bu tabakaya “asit-baz dayanıklı saha” adı verilmiştir. Asit-baz dayanıklı sahanın sekonder çürüğün engellenmesinde, restorasyon kenarlarının sızdırmazlığının sağlanması ve restorasyonların dayanıklılığının artırılmasında önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir.¹⁷⁴ Başka bir çalışmada SE adeziv sistemlerin içeriğindeki florun asit baz dayanıklı sahanın daha kalın oluşmasında önemli etkisi olduğunu bildirilmiştir.¹⁷⁵ 2010 yılında yapılan bir başka çalışmada fonksiyonel monomerlerin ‘asit-baz dayanıklı saha’ oluşumuna etkisi incelenmiştir. Clearfil SE Bond kontrol grubu olarak alınmış ve iki fonksiyonel monomer olan MDP ve 2-Methacryloyloxyethyl phenyl phosphate (Fenil-P) içeren iki aşamalı SE adezivler deneysel olarak hazırlanmıştır. Yalnızca MDP içeren deneysel adeziv sistemin “asit-baz dayanıklı saha” oluşumuna neden olduğu gözlenmiştir.¹⁷⁶ Yapılan bir çalışmada asit-baz dayanıklı sahanın Clearfil Protect Bond’da Clearfil SE Bond’a göre daha kalın olduğu gözlenmiştir.¹⁷⁷

Sığır dişlerinde yapılan bir çalışmada, Clearfil Protect Bond sisteminin Clearfil SE Bond sisteminden önemli ölçüde daha düşük bağ kuvvetleri sergilediğini gözlemlenmiştir.¹⁷⁸ Araştırmacılar bunun sebebinin MDPB içeren primerden ziyade florür içeren adeziv ajan kaynaklı olabileceğine karar vermişlerdir. Çekilmiş insan dişlerinde yapılan başka bir çalışmada, 24 saatlik suda bekletme sonrası µGBD testinde

Clearfil Protect Bond'un bağ dayanımının Clearfil SE Bond'a göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır.¹⁷⁹ Transmisyon Elektron Mikroskobu (TEM) incelemesinde kristal benzeri yapılar görülmüş ve bu kristallerin muhtemelen NaF kristalleri olduğu düşünülmüştür. Yazarlar, bağ dayanımının daha düşük olmasının sebebinin bu kristaller olabileceğini belirtmişlerdir.¹⁷⁹ Bu tez çalışmasında da SEB grubunun 24 saatlik bağlanma değerleri PrB grubundan anlamlı olarak yüksek bulundu. SEB ve PrB adezivlerinin kimyasal yapıları birbirlerine çok benzer olmasına karşın bu farkın sebebi PrB'nin vizkositesinin fazlalığı olabilir. Bu tez çalışmasının sonuçlarından farklı olarak, bazı araştırmacılar Clearfil Protect Bond ve Clearfil SE Bond arasında bağlanma dayanımı olarak istatistiksel olarak fark bulamamıştır.^{180,140,175}

Literatürde, Clearfil Universal Bond ile Clearfil SE Bond ve/veya Clearfil Protect Bond'un adeziv performanslarının direkt olarak kıyaslandığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak, Clearfil S3 Bond ve Clearfil Universal Bond aynı firmanın kimyasal içerikleri çok benzer iki farklı tek aşamalı SE adezivleridir. Üretici firmanın verdiği içerik bilgilerine göre Clearfil S3 Bond'un Clearfil Universal Bond'dan farkı NaF ve hidrofobik alifatik metakrilat içermesidir. Literatürdeki veri eksikliği ve bahsedilen benzer kimyasal yapıları nedeniyle Clearfil S3 Bond ve Clearfil SE Bond ve/veya Clearfil Protect Bond karşılaştırılması yapılan çalışmaları incelemek, Clearfil Universal Bond'un adeziv performansı hakkında bir fikir edinmemize yardımcı olabilir. Clearfil SE Bond ve Clearfil S3 Bond kullanılarak yapılan mikro-makaslama testinde, ürünler doğru şekilde uygulandığında Clearfil SE Bond'un bağlanma dayanımının Clearfil S3 Bond'a göre oldukça yüksek olduğu belirtilmiştir.¹⁸¹ Yine 24 saatlik bekleme süresi olan bir µGBD testinde Clearfil SE Bond, aralarında Clearfil S3 Bond'un da bulunduğu 4 farklı tek şişe SE adezive göre daha üstün bağlanma değerleri göstermiştir.¹⁸² Bu tez çalışmasında da

Clearfil Universal Bond'un μ GBD değerleri Clearfil SE Bond ve Clearfil Protect Bond'a göre anlamlı lde düşük bulundu.

Genel olarak, fosfat içeren monomerler, mine ve dentini demineralize etme özelliğine sahiptir. Adezivlerin retiminde fosfat içeren monomerler arasında, çoğunlukla polimerize olabilen asidik fosfatlar kullanılır. Bu hidrofilik fosfat monomerler saf su, etanol-su veya aseton-su karışımalarını içeren çözücüler içerisinde çözülür. MMEP monomeri de bu asidik fosfatlardan biridir ve bazı SE adezivlerin içeriğinde mevcuttur.²³ ¹⁸³ Yapılan bir çalışmada, içeriğinde MMEP monomeri bulunan Vigodent firmasına ait Self & Etch Bond 'un mikro-makaslama bağ dayanımının Clearfil SE Bond'a göre oldukça düşük olduğu belirtilmiştir. ¹⁸⁴ Ancak, bu çalışma insan diş minesinde yapılmıştır. Bu nedenle, bu monomerin dentinde nasıl bir performans göstereceğini bilmek mümkün değildir. Ancak, bir çalışmada da MDP monomerinin MMEP monomerine göre daha kararlı olduğu belirtilmiştir. ²³ Bu tez çalışmasında sentezlenen MMEP monomeri sırasıyla %10, %20, %30, %40 oranlarında etanol içerisinde çözünerek primer karışım elde edildi. %40'lık konsantrasyonun altında hazırlanan primerlerle hazırlanan numunelerde μ GBD testi öncesi numune elde etme aşamasında tüm örnekler prematür başarısızlığa uğradı. Bu da, monomerin daha düşük konsantrasyonlarda diş dokularını yeterli derecede demineralize edememesi anlamına gelebilir.

PVM/MA, piyasada 'Gantrez' adıyla bulunan bioadeziv bir kopolimerdir. Çeşitli formları bulunan bu kopolimerin, Gantrez AN 139 isimli formu pedler, tamponlar, hastaların idrar bezleri gibi hijyenik nesnelere antimikrobiyal özelliği ve koku azaltıcı etkisiyle kullanılmaktadır. ¹⁴⁷ Gantrez AN 139 tozunun difüzyon analizlerinde ve mikroorganizma kültürü tamponlardaki bazı bakterilerin büyümesini engellediğini ve funguslara karşı antifungal etkisi gösterilmiştir. ¹⁴⁷ Diş hekimliğinde Gantrez S-97 formu kullanılmaktadır. Daha çok triklosanla kombine kullanılır. Diş macunu ve ağız

gargaralarına Gantrez S-97 ilavesi plak ve diş taşı oluşumunu kontrol etmeye yardımcı olur, diş minesini diyet asidinden korur ve antimikrobiyal maddelerin ağızda tutulmasına yardımcı olur.^{105,185} Ayrıca diş macunu içeriğine Gantrez S-97 eklenmesi diş macununun yüzeye yapışmasını artırır. Bu sayede mikrobiyal dental plağa karşı daha uzun süre etki gösterilmesine sebep olur.¹⁸⁶ Gantrez S-97 hem mine hem de kompozit rezin yüzeyine de bakteri adezyonunu azaltıcı etki gösterir.^{187,188} Bu tez çalışmasında hazırlanan iki aşamalı deneysel adezivin bond kısmına %10 luk Gantrez S-97 kopolimeri eklendi. Çekilmiş insan dişleri üzerinde 24 saatlik kırılma dayanımı testi yapılan bir çalışmada, Clearfil SE Bond'un primer ve adeziv içeriğine ve Prime & Bond NT içeriğine 50 mg/ml toz PVM/MA kopolimeri (Gantrez S97 BF formu) ilave edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Clearfil SE Bond'un primerine veya adezivine PVM/MA kopolimeri eklenmesi bağlanma değerlerini istatistiksel olarak anlamlı değiştirmemiştir. Ancak TE adeziv olan Prime & Bond NT içeriğine PVM/MA ilavesi bağlanmayı oldukça düşürmüştür.¹⁸⁸ Araştırmacılar aseton esaslı Prime & Bond NT içerisinde PVM/MA kopolimerinin tamamen çözünmediğini ve karışımda mikroskobik kümeler oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun sebebinin PVM/MA'nın, karboksilik asit ve anhidrit yan zincirlerine sahip olması bu da etanol ve suda asetondan daha kolay çözünmesi olabileceğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada iki aşamalı SE adezivler Clearfil SE Bond, Fluorobond II ve TE adeziv Adper Single Bond Plus içeriğine 50 mg/ml toz PVM/MA kopolimeri (Gantrez S97 BF formu) ilave edilmiştir. Sonrasında mikro makaslama testi uygulanmıştır. Çalışmanın 24 saatlik sonuçlarında PVM/MA kopolimerinin Clearfil SE Bond ve Adper Single Bond Plus'ın bağlanma performansını olumlu yönde etkilediği, Fluorobond II 'nin bağlanma performansını ise etkilemediği belirtilmiştir.¹⁸⁹ Bahsedilen iki çalışma ve mevcut tez çalışmasında yöntem olarak oldukça farklı yollar izlenmiştir. Yapılan çalışmalarda ticari olarak piyasada bulunan

adeziv sistemlerin içeriğine toz PVM/MA eklenmişken mevcut tez çalışmasında sıvı PVM/MA kopolimeri üretim aşamasında deneysel adeziv içeriğine katıldı. PVM/MA kopolimeri, çok reaktif olan ve çeşitli tek ve iki fonksiyonlu reaktiflerle kolayca reaksiyona girebilen anhidrid fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu reaktif anhidrit yapıları su ile hidrolitik olarak veya protik yapıdaki çözücülerle kolaylıkla bozunabilirler. Örneğin, su ile anhidrid grupların reaksiyonu sonucu karboksilik asit içeren polimerik yapı oluşur bu gruplar polimere zayıf asit karakteri kazandırır. Karboksilik asit grupları –OH uç grupları sayesinde, polimerlerin su, alkol ve benzeri –OH,-NH fonksiyonlu bileşikler ile hidrojen bağı oluşturma kabiliyetini artırır. Diaminler ve dioller gibi iki fonksiyonlu çapraz bağlayıcıların kullanılması durumunda, PVM/MA zincirleri sırasıyla amidasyon ve esterifikasyon reaksiyonları yoluyla çapraz bağlanabilir. Ek olarak, anhidrid gruplarını karboksilik asit gruplarına dönüştürdükten sonra, karboksilik uçları bis-epoksi bileşikleri ile halka açma ve esterifikasyon reaksiyonu üzerinden çapraz bağlanabilir.¹⁴⁶ Yukarıda bahsedilen hassas özellikleri sebebiyle PVM/MA polimerinin üretim esnasında kullanılması havadaki nem gibi bileşenlerle olası yan reaksiyonları engelleyerek istenilen kimyasal bağlanmaya olanak tanıyabilir.

Adezivlere PVM/MA kopolimeri ilavesinin adezivin performansına olan etkisini incelemek için sadece kısa dönem (24 saat) μ GBD testi sonuçlarının incelenmesi bu çalışmanın sınırlarındandır. Bu yüzden PVM/MA ilavesinin bağ dayanımına uzun dönemde nasıl bir etkisi olduğu bilinmemektedir. Aynı zamanda farklı PVM/MA konsantrasyonlarının antibakteriyel ve mekanik özelliklere etkisinin test edildiği farklı çalışmalara da ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Tez araştırmasının sınırlamaları dâhilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıdaki şekilde özetlenebilir;

1. Bu çalışmada test edilen beş grubun da μ GBD değerleri istatistiksel olarak farklı bulundu. En yüksek μ GBD değeri iki aşamalı ticari SE adeziv olan SEB grubunda gözlemlendi.
2. Tek aşamalı ticari üniversal adeziv, UniB, iki aşamalı ticari SE adeziv gruplarından (SEB, PrB) anlamlı ölçüde düşük μ GBD değerleri sundu.
3. Deneysel adeziv (DenA ve DenA-G) gruplarının μ GBD değerleri ticari adeziv (SEB, PrB, UniB) gruplarından anlamlı ölçüde düşük bulundu.
4. En düşük μ GBD değerleri PVM/MA kopolimer ilavesi yapılan DenA-G grubunda gözlemlendi.
5. Adezivlere PVM/MA kopolimeri ilavesinin dış-adeziv arayüzünde ne gibi etkileri olduğunu araştıran çalışmalara ihtiyaç vardır.
6. Adezivlere farklı konsantrasyonlarda PVM/MA ilavesinin bağlanma dayanımına ve antimikrobiyal etkisini araştıran çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
2. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater* 2003;19(6):449-57.
3. Beyth N, Farah S, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial dental resin composites. *React Funct Polym* 2014;7581-88.
4. Meiers JC, Kresin JC. Cavity disinfectants and dentin bonding. *Oper Dent* 1996;21(4):153-9.
5. Geraldo-Martins VR, Robles FR, Matos AB. Chlorhexidine's effect on sealing ability of composite restorations following Er:YAG laser cavity preparation. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(5):26-33.
6. Collares FM, Leitune VCB, Franken P, Parollo CF, Ogliari FA, Samuel SMW. Influence of addition of [2-(methacryloyloxy)ethyl]trimethylammonium chloride to an experimental adhesive. *Braz Oral Res* 2017;31e31.
7. Imazato S, Imai T, Russell RR, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of cured dental resin incorporating the antibacterial monomer MDPB and an adhesion-promoting monomer. *J Biomed Mater Res* 1998;39(4):511-5.
8. Meiers JC, Shook LW. Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. *Am J Dent* 1996;9(1):11-4.

9. Perdigão J, Swift EJ. Fundamental concept of enamel and dentin adhesion. İçinde: Roberson TM, Heymann H, Swift EJ (editörler). Sturdevant's art and science of operative dentistry, 5 Baskı. St. Louis, Mo., Mosby, 2006: 243-79.
10. Jensen ME. Dentin bonding agents. İçinde: Aschheim KW (editör). Esthetic Dentistry, 2 Baskı. 2015: 55-68.
11. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. Dent Mater 2010;26(2):e11-6.
12. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34(6):849-53.
13. Perdigão J. An Ultra Morphological Study of Human Dentine Exposed to Adhesive Systems. PhD, Leuven : KUL. School voor tandheelkunde: Catholic University of Leuven, 1995.
14. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998;26(1):1-20.
15. Mjor IA, Odont D. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. Quintessence Int 2001;32(7):537-51.
16. Schmidseder J. Color Atlas Aesthetic Dentistry (Color Atlas of Dental Medicine). 1. Baskı. Thieme; 2000. 103-108.
17. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, Peumans M. Bonding to enamel and dentin. 3. Baskı. Quintessence Publishing Co; 2006. 183-260.
18. Boyde A, Knight PJ. Scanning electron microscope studies of the preparation of the embrasure walls of class II cavities. Br Dent J 1970;129(12):557-64.

19. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod* 1975;1(7):238-42.
20. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 1. Baskı. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd Şti; 2000.
21. Nakabayashi N. Hybridization of dental hard tissues. 1. Baskı. 1998.
22. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW, Dos Santos Jr J. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 3. Baskı. Quintessence Pub Co; 1996. 141-186.
23. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895-910.
24. Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. *TDBD* 2002;7110-14.
25. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.
26. Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, Itoh T. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent* 2001;29(3):227-34.
27. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.
28. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;Suppl 581-94.
29. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):456-61.

30. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 2002;4(4):291-7.
31. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2004;6(4):313-8.
32. Nawareg MM, Zidan AZ, Zhou J, Chiba A, Tagami J, Pashley DH. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. *Am J Dent* 2015;28(6):321-32.
33. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent* 2002;30(2-3):99-105.
34. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, Kaga M, Pashley DH. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater* 2006;22(6):560-8.
35. Jacobsen T. Bonding of resin to dentin. Interactions between materials, substrate and operators. *Swed Dent J Suppl* 2003;(160):1-66.
36. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
37. Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Self-etching bonding agents. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(6):447-54, 56; quiz 57.
38. Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. *TDBD* 2004;8057-59.
39. De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bonds. 2004.
40. Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin - too much of a good thing. *J Appl Oral Sci* 2004;12(spe):12-25.

41. Fritz UB, Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent* 1999;12(6):277-82.
42. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3(3):237-45.
43. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 2003;16(5):329-34.
44. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent* 2015;36(1):15-26; quiz 28, 40.
45. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000;79(2):709-14.
46. McLean JW. Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. *Quintessence Int* 1996;27(10):659-67.
47. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. *İçinde:* Eliades G, Watts DC, Eliades T (editörler). *Dental Hard Tissues and Bonding*, Springer, 2005: 89-122.
48. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):32-41; discussion 42.
49. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005;26(9):1035-42.

50. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17(5):430-44.
51. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003;28(5):647-60.
52. Theodore M, Harald O, Edward J. Sturdevant's art & science of operative dentistry. Çeviri: Gürkan S. 1. Baskı. Güneş Tıp kitap evleri Ltd; 2011.
53. Coessens V, Pintauer T, Matyjaszewski K. Functional polymers by atom transfer radical polymerization. *Prog Polym Sci* 2001;26(3):337-77.
54. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehab* 1991;18(4):353-62.
55. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14(1):51-6.
56. O'Brien W. Dental Materials and their selection. Quintessence Publication Co. Baskı. 1997.
57. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998;14(1):6-10.
58. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl FX. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J Dent* 2005;33(1):49-55.
59. Paranjpe A, Bordador LCF, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *J Dent Res* 2005;84(2):172-77.

60. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116.
61. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 2014;55(4):194-206.
62. Munmaya K, Yagci Y. Handbook of radical vinyl polymerization. New York 1998.
63. Odian G. Principles of polymerization. Baskı. John Wiley & Sons; 2004.
64. Krishnan VK, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehab* 1998;25(10):747-51.
65. Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 2000;41(16):6205-12.
66. Imai Y, Kadoma Y, Kojima K, Akimoto T, Ikakura K, Ohta T. Importance of polymerization initiator systems and interfacial initiation of polymerization in adhesive bonding of resin to dentin. *J Dent Res* 1991;70(7):1088-91.
67. Hazlewood C, Davies MJ. Benzoyl peroxide-induced damage to DNA and its components: direct evidence for the generation of base adducts, sugar radicals, and strand breaks. *Arch Biochem Biophys* 1996;332(1):79-91.
68. Datar RA, Rueggeberg FA, Caughman GB, Wataha JC, Lewis JB, Schuster GS. Effects of sub-toxic concentrations of camphorquinone on cell lipid metabolism. *J Biomater Sci Polym Ed* 2005;16(10):1293-302.
69. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73(6):1212-20.

70. Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. *Dent Mater* 2002;18(8):603-8.
71. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000;25(6):459-65.
72. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995;11(2):132-6.
73. Tay FR, King NM, Chan K-m, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4(4).
74. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, Pashley DH, Tay FR. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005;84(7):653-8.
75. Bae JH, Cho BH, Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, Um CM, Kim CK, Kim OY. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74b(2):822-28.
76. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993;72(2):495-501.
77. Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dent Mater* 1995;11(4):234-8.
78. Nunes MF, Swift EJ, Perdigao J. Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *Am J Dent* 2001;14(6):340-3.

79. Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 2002;18(3):227-38.
80. Yoshida Y, Shirai K, Nakayama Y, Itoh M, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. Improved filler-matrix coupling in resin composites. *J Dent Res* 2002;81(4):270-3.
81. Arora R, Rao MH. Comparative evaluation of the antibacterial effects of four dentine bonding systems: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2013;16(5):466-70.
82. Chai Z, Li F, Fang M, Wang Y, Ma S, Xiao Y, Huang L, Chen J. The bonding property and cytotoxicity of a dental adhesive incorporating a new antibacterial monomer. *J Oral Rehabil* 2011;38(11):849-56.
83. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
84. Loguercio AD, Reis A, Bortoli G, Patzlaft R, Kenshima S, Rodrigues Filho LE, Accorinte Mde L, van Dijken JW. Influence of adhesive systems on interfacial dentin gap formation in vitro. *Oper Dent* 2006;31(4):431-41.
85. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;79(6):1385-91.
86. Li F, Weir MD, Chen J, Xu HH. Effect of charge density of bonding agent containing a new quaternary ammonium methacrylate on antibacterial and bonding properties. *Dent Mater* 2014;30(4):433-41.
87. Barbosa RP, Pereira-Cenci T, Silva WM, Coelho-de-Souza FH, Demarco FF, Cenci MS. Effect of cariogenic biofilm challenge on the surface hardness of direct restorative materials in situ. *J Dent* 2012;40(5):359-63.

88. Schmalz G, Ergucu Z, Hiller KA. Effect of dentin on the antibacterial activity of dentin bonding agents. *J Endod* 2004;30(5):352-8.
89. Kidd EA, Joyston-Bechal S, Beighton D. Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Res* 1993;27(5):402-8.
90. Anderson MH, Loesche WJ, Charbeneau GT. Bacteriologic study of a basic fuchsin caries-disclosing dye. *J Prosthet Dent* 1985;54(1):51-5.
91. List G, Lommel TJ, Tilk MA, Murdoch HG. Use of a dye in caries identification. *Quintessence Int* 1987;18(5):343.
92. Yip HK, Stevenson AG, Beeley JA. The specificity of caries detector dyes in cavity preparation. *Br Dent J* 1994;176(11):417-21.
93. Cheng L, Weir MD, Zhang K, Arola DD, Zhou X, Xu HH. Dental primer and adhesive containing a new antibacterial quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent* 2013;41(4):345-55.
94. Cocco AR, Rosa WL, Silva AF, Lund RG, Piva E. A systematic review about antibacterial monomers used in dental adhesive systems: Current status and further prospects. *Dent Mater* 2015;31(11):1345-62.
95. Brannstrom M. The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *J Endod* 1986;12(10):475-81.
96. Feuerstein O, Matalon S, Slutzky H, Weiss EI. Antibacterial properties of self-etching dental adhesive systems. *J Am Dent Assoc* 2007;138(3):349-54; quiz 96-8.
97. Gondim JO, Duque C, Hebling J, Giro EM. Influence of human dentine on the antibacterial activity of self-etching adhesive systems against cariogenic bacteria. *J Dent* 2008;36(4):241-8.

98. Esteves CM, Ota-Tsuzuki C, Reis AF, Rodrigues JA. Antibacterial Activity of Various Self-etching Adhesive Systems Against Oral Streptococci. *Oper Dent* 2010;35(4):448-53.
99. Itou K, Torii Y, Suzuki K, Nakai H, Inoue K. Adhesion of restorative resin to tooth-adhesion promoted by Liner Bond II. *J Adhes Dent* 1994;12:174-81.
100. Türkün LŞ, M. T, M. A. "MDPB" içeren self- etching adeziv sistemin antibakteriyal aktivitesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2003;20:41-46.
101. Turkun M, Turkun LS, Ergucu Z, Ates M. Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectants? *Am J Dent* 2006;19(3):166-70.
102. Gurgan S, Bolay S, Kiremitci A. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil* 1999;26(10):836-40.
103. Kandaswamy D, Venkateshbabu N, Gogulnath D, Kindo AJ. Dentinal tubule disinfection with 2% chlorhexidine gel, propolis, morinda citrifolia juice, 2% povidone iodine, and calcium hydroxide. *Int Endod J* 2010;43(5):419-23.
104. Signoretti FG, Gomes BP, Montagner F, Barrichello Tosello F, Jacinto RC. Influence of 2% chlorhexidine gel on calcium hydroxide ionic dissociation and its ability of reducing endotoxin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111(5):653-8.
105. Mandel ID. Antimicrobial mouthrinses: overview and update. *J Am Dent Assoc* 1994;125 Suppl 22S-10S.
106. Lessa FC, Nogueira I, Vargas Fda S, Spolidorio DM, Hebling J, Garcia-Godoy F, Costa CA. Direct and transdentinal antibacterial activity of chlorhexidine. *Am J Dent* 2010;23(5):255-9.

107. Ersin NK, Eden E, Eronat N, Totu FI, Ates M. Effectiveness of 2-year application of school-based chlorhexidine varnish, sodium fluoride gel, and dental health education programs in high-risk adolescents. *Quintessence Int* 2008;39(2):e45-51.
108. Lindquist B, Gisselsson H, Wennerholm K. Effect of chlorhexidine gel on approximal caries increment in adolescents with high caries risk using professional flossing compared to individual trays. *Swed Dent J* 2010;34(1):17-25.
109. Ribeiro LG, Hashizume LN, Maltz M. The effect of different formulations of chlorhexidine in reducing levels of mutans streptococci in the oral cavity: A systematic review of the literature. *J Dent* 2007;35(5):359-70.
110. Jeansonne MJ, White RR. A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. *J Endod* 1994;20(6):276-8.
111. Leonardo MR, Tanomaru Filho M, Silva LA, Nelson Filho P, Bonifacio KC, Ito IY. In vivo antimicrobial activity of 2% chlorhexidine used as a root canal irrigating solution. *J Endod* 1999;25(3):167-71.
112. Perdigao J, Denehy GE, Swift EJ, Jr. Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent* 1994;7(2):81-4.
113. Say EC, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gulmez T. In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int* 2004;35(1):56-60.
114. Sung EC, Chan SM, Tai ET, Caputo AA. Effects of various irrigation solutions on microleakage of Class V composite restorations. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):265-7.
115. Ricci HA, Sanabe ME, Costa CA, Hebling J. Effect of chlorhexidine on bond strength of two-step etch-and-rinse adhesive systems to dentin of primary and permanent teeth. *Am J Dent* 2010;23(3):128-32.

116. Lessa FC, Aranha AM, Nogueira I, Giro EM, Hebling J, Costa CA. Toxicity of chlorhexidine on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci* 2010;18(1):50-8.
117. Lessa FC, Nogueira I, Huck C, Hebling J, Costa CA. Transdental cytotoxic effects of different concentrations of chlorhexidine gel applied on acid-conditioned dentin substrate. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;92(1):40-7.
118. Tulunoglu O, Ayhan H, Olmez A, Bodur H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *J Clin Pediatr Dent* 1998;22(4):299-305.
119. Valera MC, da Rosa JA, Maekawa LE, de Oliveira LD, Carvalho CA, Koga-Ito CY, Jorge AO. Action of propolis and medications against *Escherichia coli* and endotoxin in root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110(4):e70-4.
120. Uzel A, Sorkun K, Oncag O, Cogulu D, Gencay O, Salih B. Chemical compositions and antimicrobial activities of four different Anatolian propolis samples. *Microbiol Res* 2005;160(2):189-95.
121. Gopikrishna V, Baweja PS, Venkateshbabu N, Thomas T, Kandaswamy D. Comparison of coconut water, propolis, HBSS, and milk on PDL cell survival. *J Endod* 2008;34(5):587-9.
122. Ardizzoni A, Neglia RG, Baschieri MC, Cermelli C, Caratozzolo M, Righi E, Palmieri B, Blasi E. Influence of hyaluronic acid on bacterial and fungal species, including clinically relevant opportunistic pathogens. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22(10):2329-38.
123. AL-Bayaty FH, Taiyeb-Ali TB, Abdulla MA, Mahmud ZB. Antibacterial effects of Oradex, Gengigel and Salviathymol-n mouthwash on dental biofilm bacteria. *Afr J Microbiol Res* 2011;5(6):636-42.

124. Leung D, Spratt DA, Pratten J, Gulabivala K, Mordan NJ, Young AM. Chlorhexidine-releasing methacrylate dental composite materials. *Biomaterials* 2005;26(34):7145-53.
125. Oppermann RV, Johansen JR. Effect of fluoride and non-fluoride salts of copper, silver and tin on the acidogenicity of dental plaque in vivo. *Scand J Dent Res* 1980;88(6):476-80.
126. Kurata S, Hamada N, Kanazawa A, Endo T. Study on antibacterial dental resin using tri-n-butyl(4-vinylbenzyl)phosphonium chloride. *Dent Mater J* 2011;30(6):960-6.
127. Ribeiro J, Ericson D. In vitro antibacterial effect of chlorhexidine added to glass-ionomer cements. *Scand J Dent Res* 1991;99(6):533-40.
128. Imazato S, McCabe JF. Influence of incorporation of antibacterial monomer on curing behavior of a dental composite. *J Dent Res* 1994;73(10):1641-5.
129. Imazato S, Chen J-h, Ma S, Izutani N, Li F. Antibacterial resin monomers based on quaternary ammonium and their benefits in restorative dentistry. *Jpn Dent Sci Rev* 2012;48(2):115-25.
130. Imazato S, Kuramoto A, Takahashi Y, Ebisu S, Peters MC. In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. *Dent Mater* 2006;22(6):527-32.
131. Imazato S, Ehara A, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of dentine primer containing MDPB after curing. *J Dent* 1998;26(3):267-71.
132. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent* 1999;27(4):279-83.
133. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Torii M, Russell RR, McCabe JF. Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. *J Dent Res* 1997;76(3):768-72.

134. Imazato S, Ebi N, Tarumi H, Russell RR, Kaneko T, Ebisu S. Bactericidal activity and cytotoxicity of antibacterial monomer MDPB. *Biomaterials* 1999;20(9):899-903.
135. Imazato S, Russell RR, McCabe JF. Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin. *J Dent* 1995;23(3):177-81.
136. Ozer F, Karakaya S, Unlu N, Erganis O, Kav K, Imazato S. Comparison of antibacterial activity of two dentin bonding systems using agar well technique and tooth cavity model. *J Dent* 2003;31(2):111-6.
137. Yoshikawa K, Clark DT, Brailsford SR, Beighton D, Watson TF, Imazato S, Momoi Y. The effect of antibacterial monomer MDPB on the growth of organisms associated with root caries. *Dent Mater J* 2007;26(3):388-92.
138. Imazato S, Torii Y, Takatsuka T, Inoue K, Ebi N, Ebisu S. Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *J Oral Rehabil* 2001;28(4):314-9.
139. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Ebisu S, Tay FR. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater* 2003;19(4):313-9.
140. Imazato S, Ebi N, Takahashi Y, Kaneko T, Ebisu S, Russell RR. Antibacterial activity of bactericide-immobilized filler for resin-based restoratives. *Biomaterials* 2003;24(20):3605-9.
141. Imazato S, Kaneko T, Takahashi Y, Noiri Y, Ebisu S. In vivo antibacterial effects of dentin primer incorporating MDPB. *Oper Dent* 2004;29(4):369-75.
142. Arbos P, Wirth M, Arango MA, Gabor F, Irache JM. Gantrez AN as a new polymer for the preparation of ligand-nanoparticle conjugates. *J Control Release* 2002;83(3):321-30.

143. Salman HHA, Goñi AI. Nanoparticles comprising half esters of poly (methyl vinyl ether-co-maleic anhydride) and uses thereof. 2012.
144. McConnell MD, Liu Y, Nowak AP, Pilch S, Masters JG, Composto RJ. Bacterial plaque retention on oral hard materials: effect of surface roughness, surface composition, and physisorbed polycarboxylate. *J Biomed Mater Res A* 2010;92(4):1518-27.
145. DeSalva SJ, Kong BM, Lin YJ. Triclosan: a safety profile. *Am J Dent* 1989;2 Spec No185-96.
146. Irache JM, Huici M, Konecny M, Espuelas S, Campanero MA, Arbos P. Bioadhesive properties of Gantrez nanoparticles. *Molecules* 2005;10(1):126-45.
147. Corzani I. Anti-microbial agent. US 6403113 B1, 1999.
148. Jang J, Jeong YK. Synthesis and flame-retardancy of UV-curable methacryloyloxy ethyl phosphates. *Fibers and Polymers* 2008;9(6):667-73.
149. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2011;2011(4).
150. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):277-301.
151. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000;16(3):180-7.
152. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.
153. Gönlüm MÖ. Doğal ve suni olarak oluşmuş farklı dentin yüzeylerine adezivlerin bağlanma dayanımları ve morfolojik yapıları üzerine Er: YAG lazerin etkileri. *Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 2012.

154. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 1992;8(4):229-33.
155. Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *J Dent Res* 2000;79(1):41-8.
156. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1(4):299-309.
157. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999;1(1):57-67.
158. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between Surface-Area for Adhesion and Tensile Bond Strength - Evaluation of a Micro-Tensile Bond Test. *Dental Materials* 1994;10(4):236-40.
159. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78(4):898-905.
160. Tekçe N, Demirci M. Mikrogerilim bağlanma dayanım testi ve sonuçlarını etkileyen etkenler *J Dent Fac Atatürk Uni* 2014;24(1).
161. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 2005;7(4):297-302.
162. Orhan AI, Öz FT. Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics* 2011;2(2):31-40.
163. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000;45(5):355-61.

164. Alonso RC, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S, Goes MF. Effect of resin liners on the microleakage of class V dental composite restorations. *J Appl Oral Sci* 2004;12(1):56-61.
165. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17(4):337-41.
166. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004;6(2):117-21.
167. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 1990;3(6):253-8.
168. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dental Materials* 1991;7(1):2-10.
169. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010;12(5):343-71.
170. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993;9(2):79-84.
171. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent* 2002;15(4):279-89.
172. Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. Review of dentinal bonding in vitro: the substrate. *Oper Dent* 1990;15(2):71-5.

173. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000;16(1):1-6.
174. Tsuchiya S, Nikaido T, Sonoda H, Foxton RM, Tagami J. Ultrastructure of the dentin-adhesive interface after acid-base challenge. *J Adhes Dent* 2004;6(3):183-90.
175. Shinohara MS, Yamauti M, Inoue G, Nikaido T, Tagami J, Giannini M, De Goes MF. Evaluation of antibacterial and fluoride-releasing adhesive system on dentin - Microtensile bond strength and acid-base challenge. *Dent Mater J* 2006;25(3):545-52.
176. Li N, Nikaido T, Takagaki T, Sadr A, Makishi P, Chen J, Tagami J. The role of functional monomers in bonding to enamel: acid-base resistant zone and bonding performance. *J Dent* 2010;38(9):722-30.
177. Waidyasekera K, Nikaido T, Weerasinghe DS, Ichinose S, Tagami J. Reinforcement of dentin in self-etch adhesive technology: a new concept. *J Dent* 2009;37(8):604-9.
178. Kameyama A. Studies on an MDPB-containing Experimental Resin Bonding System-Part 1 Early Bond Strength of " ABF" to Bovine Dentin. *Jpn J Conserv Dent* 2001;44(2):311-17.
179. Sidhu SK, Omata Y, Tanaka T, Koshiro K, Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, Sano H. Bonding characteristics of newly developed all-in-one adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;80(2):297-303.
180. Costa AR, Correr-Sobrinho L, Ambrosano GM, Sinhoreti MA, Borges GA, Platt JA, Puppim-Rontani RM. Dentin bond strength of a fluoride-releasing adhesive system submitted to pH-cycling. *Braz Dent J* 2014;25(6):472-8.
181. Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dent Mater* 2007;23(9):1114-9.

182. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. *Oper Dent* 2008;33(1):89-95.
183. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005;7(2):107-16.
184. Torres CR, Barcellos DC, Pucci CR, Lima Gde M, Rodrigues CM, Siviero M. Influence of methods of application of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to enamel. *J Adhes Dent* 2009;11(4):279-86.
185. Gunsolley JC. A meta-analysis of six-month studies of antiplaque and antigingivitis agents. *J Am Dent Assoc* 2006;137(12):1649-57.
186. Hernandez-Sierra JF, Salas-Lopez EK, Martinez-Gutierrez F, Ruiz F, Pierdant-Perez M, Mandeville P, Pozos-Guillen AJ. Bactericidal capacity of silver nanoparticles associated with Gantrez S-97 on *Streptococcus mutans*. *J Clin Pediatr Dent* 2010;35(2):183-5.
187. Ozer F, Izutani N, Mante F, Dirienzo J, Blatz M. Influence of PVM/MA copolymer on bacterial adherence to resin surfaces. *Dental Materials* 2014;30e169.
188. Kim CS, Ozer F, Mante FK. Fracture mechanics of dental adhesives supplemented with Polymethyl-vinyl-ether-co-maleic anhydride. *J Adhes Sci Technol* 2017;31(10):1116-24.
189. Ozer F, Park S, Yaman BC, Blatz MB. Effect of PVM/MA copolymer on bond durability of adhesive resins., *JDR* 2012.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Dt. Özge ÇELİKSÖZ

1990 yılında Bilecik’de doğdum. İlköğretimi Bilecik Pazaryeri Cumhuriyet İlköğretim Okulu’nda, lise eğitimimi Eskişehir Özel Atayurt Fen Lisesi’nde tamamladım. 2008 yılında girdiğim Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2013 yılında mezun oldum. 2014 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım.

EK-2. ETİK KURUL ONAYI