



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YENİ NESİL İKİ ŞİŞELİ ÜNİVERSAL ADEZİVİN DENTİNE
BAĞLANTI DAYANIMININ VE ADEZİV TABAKA
KALINLIĞININ İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Ahmet ÖZLÜ

Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

İkinci Danışman

Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT - 2024



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YENİ NESİL İKİ ŞİŞELİ ÜNİVERSAL ADEZİVİN DENTİNE
BAĞLANTI DAYANIMININ VE ADEZİV TABAKA
KALINLIĞININ İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Ahmet ÖZLÜ

Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

İkinci Danışman

Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT - 2024

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(21/10/2024)

Tezi Hazırlayan Öğrenci

Ahmet ÖZLÜ

İmza

JÜRİ KABUL VE ONAYI

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

ADI SOYADI: Ahmet ÖZLÜ

TEZ SAVUNMA TARİHİ: 21/10/2024

TEZ KONUSU: Yeni Nesil İki Şişeli Üiversal Adezivin Dentine Bağlantı Dayanımının
Ve Adeziv Tabaka Kalınlığının İn Vitro Değerlendirilmesi

Jüri Üyeleri (Ünvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Şura BOYRAZ

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun
01/10/2024 tarih ve 08.01 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan : Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ilk günden son güne kadar desteğini her zaman hissettiren, mesleki ve akademik gelişimim için bilgi ve deneyimlerini her zaman paylaşan, tecrübesiyle bana yol gösteren değerli hocalarım ve danışmanlarım sayın Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA ve Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI'ya,

Bu süreçte bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren sayın hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım ve destekleri ile her zaman yanımda olan tüm arkadaşlarıma,

Beni yetiştiren, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, sevgili aileme,

Uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan, zorlandığım her anımda desteğini esirgemeyen ve bana her zaman inanan sevgili eşim Uzm. Dt. Hatice Nermin Özlü'ye teşekkür ederim.

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2023/288 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

YENİ NESİL İKİ ŞİŞELİ ÜNİVERSAL ADEZİVİN DENTİNE BAĞLANTI DAYANIMININ VE ADEZİV TABAKA KALINLIĞININ İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Üniversal adeziv sistemler; birçok avantaja sahip olmasına rağmen oluşan bağlantı dayanımının uzun ömürlülüğü ve adeziv tabaka kalınlığı konularında endişeler bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı yeni nesil iki şişeli bir üniversal adeziv olan G2-Bond'un kısa ve uzun dönem bağlanma dayanımını ve adeziv tabaka kalınlığını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada 30 adet çekilmiş insan alt büyük azı dişi kullanıldı. Dişler rastgele 3 adeziv ajan (G-Premio Bond, G2-Bond Universal, Clearfil SE Bond) grubuna ayrıldı. Dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış dişlere gruplarına göre sırasıyla adeziv ajan ve kompozit rezin (Solare-X, GC, Tokyo, Japonya) uygulandı. Mikro gerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılacak örnekler hassas kesme cihazı ile hazırlandı. Daha sonra tüm adeziv ve uygulama protokolü grupları, uygulanan olan yaşlandırma yöntemine göre (24 saat, 6 ay suda bekletme) iki alt gruba ayrıldı. Çubuk örnekler universal test cihazında mikro gerilim bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuş ve kırılma tipleri stereomikroskop altında değerlendirilmiştir. Adeziv tabaka kalınlığını gözlemlemek için her bir diştten 3 adet çubuk $\times 5000$ büyütmede SEM ile gözlemlenmiştir.

Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.26 programı (SPSS Inc, IBM Corp, IL, ABD) kullanılarak yapıldı. Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde iki yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri kullanıldı. Adeziv tabaka kalınlığının değerlendirilmesinde ise tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD kullanıldı ve adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki korelasyon testi ile değerlendirildi ($p < 0,05$).

Bulgular: Kullanılan adezivlerin dentine bağlanma dayanımları ve adeziv tabaka kalınlıkları arasında anlamlı farklılık bulundu ($p < 0,05$). Suda bekletme ile yaşlandırmanın, adezivlerin bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı görüldü ($p < 0,05$). SE Bond yaşlandırma sonrası grubunda, adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasında anlamlı negatif bir korelasyon

görülmüştür ($p<0,05$). Diğer grupların adeziv tabaka kalınlıkları ile bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir korelasyon görülmemiştir.

Sonuç: Çalışmada kullanılan iki aşamalı adeziv sistemler tek aşamalı üniversal adeziv sistemden daha iyi bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Suda bekletmenin adezivlerin dentine bağlanma dayanımları üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Adeziv, bağlanma dayanımı, adeziv tabaka kalınlığı



ABSTRACT

IN VITRO EVALUATION OF DENTINE BOND STRENGTH AND ADHESIVE LAYER THICKNESS OF NEW GENERATION TWO-BOTTLE UNIVERSAL ADHESIVE

Objective: Although universal adhesive systems have many advantages, there are concerns about the longevity of bond strength and adhesive layer thickness. This study aimed to evaluate the short and long-term bond strength and adhesive layer thickness of G2- Bond, a new generation two-bottle universal adhesive.

Materials and Methods: This study used 30 extracted human lower molars. The teeth were randomly divided into 3 groups of adhesive agents (G- Premio Bond, G2-Bond Universal, Clearfil SE Bond). Adhesive agent and composite resin (Solare-X, GC, Tokyo, Japan) were applied to the teeth with exposed dentin surfaces according to their groups, respectively. The specimens to be used in the microtensile bond strength test were prepared with a precision cutting device. Then, all adhesive and application protocol groups were divided into two subgroups according to the aging method applied (24 hours, 6 months soaking in water). The rod specimens were subjected to microtension bond strength test in a universal testing machine and fracture types were evaluated under stereomicroscope. To observe the thickness of the adhesive layer, 3 rods from each tooth were observed by SEM at $\times 5000$ magnification.

Statistical analyses of the data were performed using SPSS v.26 software (SPSS Inc, IBM Corp, IL, USA). Two-way Analysis of Variance (ANOVA) and Tukey HSD tests were used to evaluate the bond strength. One-way ANOVA and Tukey HSD were used to evaluate the adhesive layer thickness and the relationship between adhesive layer thickness and bond strength was evaluated by correlation test ($p < 0.05$).

Results: Significant differences were found between the dentin bond strengths and adhesive layer thicknesses of the adhesives used ($p < 0.05$). Soaking and ageing did not cause a statistically significant difference in the bond strength of the adhesives. In the SE Bond post-aging group, a significant negative correlation was observed between

adhesive layer thickness and bond strength ($p<0.05$). There was no significant correlation between adhesive layer thickness and bond strength of the other groups.

Conclusion: The two-step adhesive systems used in the study showed better bond strength than the one-stage universal adhesive system. Soaking in water had no significant effect on the bond strength of the adhesives to dentin.

Keywords: Adhesive, bond strength, adhesive layer thickness



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
ŞEKİL VE RESİMLER LİSTESİ.....	xi
TABLolar LİSTESİ	xiii
SİMGELER ve KISALTMALAR	xiv
1.Giriş.....	1
2.Genel Bilgiler.....	4
2.1.Dental Adeziv Sistemler	4
2.1.1.Diş Dokularına Adezyon.....	4
2.1.2.Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulamalarına Göre Sınıflandırılması	8
2.1.3. Üniversal Adeziv Sistemler	13
2.1.4.Dental Adezivlerin Kimyasal İçerikleri	13
2.2.Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	23
2.2.1.Suda Bekletme.....	23
2.2.2.Termal Siklus.....	24
2.2.3.Çiğneme Simülatörü (Mekanik Yükleme)	25
2.2.4.pH Döngüsü	25
2.3.Bağlanma Dayanımı Test Metotları	26
2.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	26

2.3.2.Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	27
2.3.3.Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	27
2.3.4.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	27
2.4. Taramalı Elektron Mikroskobu	27
3.Materyal ve Metot.....	29
3.1.Çalışmada Kullanılan Materyaller	29
3.2.Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması	31
3.3.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	35
3.4.Kırılma Tipi Analizi	38
3.5.Adeziv Tabaka Kalınlığının SEM ile Değerlendirilmesi.....	39
3.6.İstatistiksel Analiz	40
4.Bulgular	41
4.1.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları.....	41
4.2.Adeziv Tabaka Kalınlığının Değerlendirilmesi	42
4.3. Adeziv Tabaka Kalınlığı ve Bağlanma Dayanımı Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi.....	45
4.4. Kırılma Tipi Analizi	46
5.Tartışma	48
6.Sonuçlar.....	58
7.Kaynakça	59

ŞEKİL VE RESİMLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Bis-GMA'nın Kimyasal Formülü (Šimková ve ark., 2020).....	18
Şekil 2. 2: TEGDMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap ve ark., 2019).....	19
Şekil 2. 3: HEMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap ve ark., 2019).....	19
Şekil 2. 4: UDMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap ve ark., 2019).....	20
Şekil 2. 5: Termal Siklus Cihazı.....	24
Şekil 2. 6: Çiğneme Simülatörü Cihazı	25
Şekil 3. 1: Çalışmada Kullanılan Adeziv Ajanlar.....	29
Şekil 3. 2: Kompozit Rezin (Solare X(GC))	30
Şekil 3. 3: Akrilik Rezin Bloklara Gömülmüş Dişler.....	31
Şekil 3. 4: Çalışmada Kullanılan Hassas Kesme Cihazı.....	32
Şekil 3. 5: Dentin Yüzeyi Açığa Çıkarılmış Örnekler	32
Şekil 3. 6: Çalışmada Kullanılan Polisaj Cihazı	33
Şekil 3. 7: Adeziv Ajanın Uygulanması	34
Şekil 3. 8 Kompozit Rezin Uygulaması ve Polimerizasyonu	34
Şekil 3. 9 Kompozit Rezin Uygulanmış Örnekler	35
Şekil 3. 10: Çalışmada Kullanılan Polimerizasyon Cihazı (Valo)	35
Şekil 3. 11 Kompozit ve Dentin'den Oluşan Çubukların Elde Edilmesi.....	36
Şekil 3. 12 Örneklerin Boyutlarının Ölçülmesi.....	36
Şekil 3. 13 Çalışma Gruplarının Şematik Gösterimi.	37

Şekil 3. 14 Örnek Çubukların Test Aparatına Yerleştirilmesi	37
Şekil 3. 15 Üniversal Test Cihazı	38
Şekil 3. 16 Stereomikroskop (Stemi 2000-C (ZEİSS)).....	39
Şekil 3. 17 SEM (Tescan Mira3)	40
Şekil 4. 1: SE Bond grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme). KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.	43
Şekil 4. 2: G2 Bond Universal grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme). KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.	44
Şekil 4. 3: G-Premio Bond grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme). KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.	44
Şekil 4. 4: Örneklerin kırılma tiplerine göre dağılımı	46
Şekil 4. 5: Adeziv tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri	47
Şekil 4. 6: Koheziv tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri	47
Şekil 4. 7: Miks tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri	47

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları30

Tablo 4. 1: Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları açısından gruplar arası iki yönlü varyans analizi sonuçları.....41

Tablo 4. 2: Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları.....42

Tablo 4. 3: Test edilen örneklerin adeziv tabaka kalınlıkları.....42

Tablo 4. 4: Adeziv tabaka kalınlığıyla bağlanma dayanımı arasındaki korelasyon45

SİMGELER ve KISALTMALAR

<: Küçüktür

%: Yüzde

=: Eşittir

>: Büyüktür

°C: Derece Santigrat

10-MDP: 10- Metakriloksidetil dihidrojen fosfat

4-MET: 4-Metakriloksietil Trimelitik Asit

4-META: 4-Metakriloksietil Trimelitat Anhidrit

BHT: Tersiyer Bütil Fenol

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

BPO: Benzoil peroksit

Ca: Kalsiyum

CQ: Kamforokinon

EDTA: Etilendiamin tetraasetik asit

GPDM: Gliserofosforik Asit Dimetakrilat

HCl: Hidroklorik asit

HEMA: Hidroksietil metakrilat

kV: Kilovolt

MAC-10: 10-Metakriloksidetil Malonik Asit

MDTP: Metakriloksidetil Dihidrojen Tiyo fosfat

mm-Hg: Milimetre civa

MPa: Megapaskal

N/mm²: Newton/milimetrekaare

NaOCl: Sodyum hipoklorür

nm: Nanometre

Pd: Paladyum

Ppd: 1-fenil-1.2 propanediol

Pt: Platin

SEM: Taramalı elektron mikroskopu

Sn: Saniye

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

THF: Tetrahidrofuran

UDMA: Üretan Dimetakrilat

μTBS: Mikro gerilim bağlanma dayanımı değeri

UV: Ultraviyole

1.GİRİŞ

Adeziv sistemler, diş hekimliğinde restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanmasında kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan dental adezivlerin dentine kısa dönemde bağlanma performansı oldukça tatmin edicidir. Ancak uzun dönemde bağlanma performansı elde etmek, diş hekimliği pratiğinde hâlâ zorlayıcı olabilmektedir. Bundan dolayı adezivlerin uzun dönemdeki bağlanma performansını arttırmaya yönelik çalışmalara gerek vardır (Breschi ve ark., 2008).

Son dönemde klinik kullanım kolaylığı sağlayan universal adezivler, tek basamaklı self-etch adeziv sistemlere fonksiyonel asidik monomerlerin eklenmesiyle geliştirilmiştir. Bu fonksiyonel monomerler, hidroksiapatit ile kimyasal bağ kurmaktadır (TUNAÇ & Can, 2020). Adeziv prosedürün uygulanması esnasında monomerlerin dentine daha iyi difüzyonu için dentinin hafif nemli olması gerekir. Bu nedenle universal adezivlerin içeriğine mono fonksiyonel monomer olarak ıslatıcı görevi gören 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) eklenir. Düşük moleküler ağırlıklı küçük bir molekül olan HEMA, iyi bir difüzyon aracıdır. Yüksek hidrofilikliği sayesinde, diğer monomerler için bir çözücü görevi gören HEMA sıklıkla adezivlerin içeriğine eklenir. Bu monomer, hidrofobik ve hidrofilik bileşenlerin bir arada bulunduğu tek aşamalı adeziv sistemlerde faz ayrımını önlemeye yardımcı olur (Van Meerbeek ve ark., 2020). Bu avantajlarının yanı sıra hidrofilik yapısı çeşitli dezavantajlara da neden olmaktadır. HEMA'nın hidrofilik yapısı, dentin ve ağız ortamından su alımına neden olur. Bu durum adeziv ara yüzeyinde hidrolitik bağın bozulmasına ve bunun sonucunda uzun dönem bağlanma dayanımının azalmasına sebep olur (Burrow ve ark., 1999; Furukawa ve ark., 2008). HEMA'nın bu dezavantajlarından dolayı, HEMA içermeyen universal adezivler piyasaya sürülmüştür. Bu ürünlerden bir tanesi de yakın zamanda tanıtılan iki aşamalı bir adeziv sistem olan G-2 Bond Universal'dir (GC, Tokyo, Japonya). G2-Bond Universal, hidrofilik özelliklerden hidrofobik özelliklere yumuşak bir geçişle hem dişte hem de kompozitte ideal bir bağlanma sağlar. HEMA içermeyen bu universal adeziv türü, çok yönlü bir performans sunan fonksiyonel monomer (4-MET, MDP, MDTP) bileşimine sahiptir. Üretici firma bu sayede adeziv tabakanın su emiliminin azaltıldığını ve bağlanma dayanıklılığının artırıldığını belirtmektedir (GC, 2024).

Literatürde G2 Bond Universal'in bağlanma dayanımının değerlendirildiği çeşitli çalışmalar vardır (Jäggi ve ark., 2024; Tang, Mercelis, ve ark., 2023; Tsujimoto ve ark., 2022). Tsujimoto ve ark. yaptıkları bir çalışmada, termal siklus ile yaşlandırma sonrasında G2 Bond Universal'in dentine bağlanma dayanımının, kullanılan diğer adezivlere göre daha yüksek olduğu görülmüştür (Tsujimoto ve ark., 2022). Tichy ve ark. ise suda bekletme ile yaşlandırma sonrasında G2 Bond Universal'in bağlanma performansında anlamlı bir değişiklik görülmediğini bildirmiştir. Aynı çalışmada G2 Bond Universal'in su emiliminin Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake, Okayama, Japonya)'a göre önemli ölçüde düşük olduğu bulunmuştur (Tichy ve ark., 2021).

Adeziv tabakanın kalınlığı ve kalitesi adezyon mekanizmasında önemli bir rol almaktadır. Uzun süreli yaşlandırma prosedürleri uygulanan çalışmalarda görülen bağlanma dayanımındaki azalmalar, adeziv tabakanın içinde bulunan kollajen fibrillerin hidrolizinden kaynaklanmaktadır. Kompozitte oluşan polimerizasyon büzülmesi, adeziv ara yüzeyine çekme gerilimi uygular. Bu nedenle yüksek büzülme değerine sahip kompozit kullanımı veya yüksek C faktörlü kavitelerde, kalın bir adeziv tabaka oluşması istenir (He ve ark., 2007; Van Meerbeek ve ark., 2003). Dentin-kompozit ara yüzünde yeterli kalınlıkta elastik bir adeziv tabakanın oluşumu, polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı oluşan stresi absorbe edebilir. Yapılan çalışmalar adeziv tabaka kalınlığının, uzun dönem bağlanma başarısını da etkilediğini ortaya koymuştur (Anchieta ve ark., 2011; Van Meerbeek ve ark., 2003). Üniversal adezivlerin adeziv tabaka kalınlıkları genellikle 10 µm'un altındadır (Takamizawa ve ark., 2019). Ancak yakın zamanda yapılan 5 farklı üniversal adezivin karşılaştırıldığı bir çalışmada adeziv tabaka kalınlıklarının 10-17 µm arasında değişebildiği bildirilmiştir (Kharouf ve ark., 2021). Üretici firma G2 Bond Universal'in adeziv tabaka kalınlığının 35 µm olduğunu belirtmektedir (GC, 2024).

Bu tez çalışmasının amacı, yeni nesil iki şişeli bir üniversal adeziv olan G2-Bond Universal'in ve iki farklı adeziv ajanın, yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Ayrıca kullanılan adeziv ajanların, adeziv tabaka kalınlıklarını karşılaştırmak ve bağlanma dayanımına olan etkisini değerlendirmektir.

Bu çalışmada: (1) 'Test edilen adeziv ajanların bağlanma dayanımı üzerinde etkisi yoktur.' (2) 'Yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımı üzerinde etkisi yoktur.' (3)

‘Test edilen adeziv ajanların adeziv tabaka kalınlıkları arasında fark yoktur.’ ve (4) ‘Adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasında korelasyon yoktur.’ şeklindeki sıfır hipotezleri test edilmiştir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.DENTAL ADEZİV SİSTEMLER

Latince'deki "adhaere"den gelen adezyon kelimesi, birbirine benzemeyen iki maddeyi bir arada tutan çekim kuvvetine denir. Adezyonu oluşturan maddeye "adeziv", adezivin uygulandığı yüzeye de "adherent" denir (Heymann ve ark., 2013; Marshall ve ark., 2010). Restoratif diş hekimliği uygulamalarında bonding ajanlar adezivi; adezivin uygulandığı diş yüzeyi ise adherenti oluşturur. İyi bir adezyon sağlamak için, adeziv ile adherent arasında sıkı bir temas olmalıdır (Berrin Dayangaç, 2000; Duke, 1993).

2.1.1.Diş Dokularına Adezyon

Diş hekimliğinde kullanılan rezin içerikli materyallerin diş dokularına adezyonu difüzyon, mekanik, adsorpsiyon mekanizmaları ya da bu mekanizmaların kombinasyonu ile oluşabilir (Ritter ve ark., 2019). Diş dokusundaki inorganik materyallerin (hidroksiapatit) uzaklaştırılmasıyla oluşan mikro gözeneklere adeziv rezinin infiltre olması ve polimerizasyonu ile oluşan mekanik bağlanma diş sert dokularına bağlanmanın temel mekanizmasıdır. Kullanılan adeziv sistemlerde asidik veya şelat oluşturan monomerler bulunuyorsa, diş sert dokuları ile kimyasal etkileşimler de meydana gelebilir (Van Meerbeek ve ark., 2003). Mine ve dentinin içerikleri ve yapısal farklılıkları nedeniyle bağlanma özellikleri değişmektedir. İyi bir adezyon için adezivin yüzey enerjisinin adherentin yüzey enerjisinden daha düşük olması gereklidir. Yani adezivin adherenti iyi bir şekilde ıslatması ve akıcılığının yüksek olması güçlü bir adezyon için en önemli etkidir. İdeal bir ıslatma için adezivin yüzeye değim açısı sıfıra yakın olmalıdır (Heymann ve ark., 2012; Summitt ve ark., 2006).

2.1.1.1.Minenin Yapısı ve Mineye Adezyon

Mine, insan vücudunda bulunan en sert mineralize dokudur ve dişlerin anatomik kronunu kaplar. Mine dokusu dişin farklı bölgelerinde yapısal olarak farklılıklar gösterir. Mine dokusu hacimsel olarak %86 inorganik, %12 su, %2 organik içeriğe sahiptir. Ağırlıkça ise %95 inorganik, %1 su, %4 organik materyalden oluşur. Minenin inorganik içeriği dentinden daha fazladır, yüzey enerjisi daha yüksektir ve daha az su içerir. Bu özellikleri nedeniyle adezivlerin mineye bağlanması dentine göre daha

kolaydır. Minedeki inorganik yapının çoğunluğunu hidroksiapatit kristalleri ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) oluşturur. Organik kısmın ise çoğunluğunu Tip 1 kollajen oluşturur (Moll ve ark., 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003).

1955 yılında Buonocore, mineye % 85'lik ortofosforik asit uygulanmasıyla akrilik rezinin bağlanabildiğini göstermiştir (Buonocore, 1955). Minenin asit ile pürüzlendirilmesiyle smear tabakası ortadan kalkar ve mine kristallerinin çözünmesi sonucunda mikropörözite artar. Bu da minenin bağlanma alanını, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırır. Bu şekilde, rezin bazlı restoratif materyaller için mükemmel bir bağlanma yüzeyi oluşturulur (Hannig ve ark., 1999). Asitleme ile minede yaklaşık 10 µm derinliğinde mikro çukurcuklar elde edilir. Adeziv sistemler, oluşturulmuş mikro çukurcuklara penetre olarak rezin uzantılarını oluştururlar. Böylece rezin uzantıları ile asitle pürüzlendirilmiş mine arasında mikromekanik bir bağlanma oluşur (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Mineye polialkenoik asitlerin uygulanması sonucunda adezivler ile mine arasında kimyasal bağlanma da mümkündür. Minedeki hidroksiapatitin kalsiyum (Ca) iyonu ile birleşmesi, fosfat veya hidroksil grupları ile reaksiyona girmesi sonucu kimyasal bağlanma gerçekleşmektedir (Fukuda ve ark., 2003; Renzo ve ark., 1994).

2.1.1.2.Dentinin Yapısı ve Dentine Adezyon

Dentin dişin en büyük hacme sahip dokusudur. Bu nedenle adeziv restorasyonların klinik sonuçlarında anahtar rol oynar (Bedran-Russo ve ark., 2017). Dentinin kimyasal yapısının ağırlıkça %70'i inorganik, %18'i organik ve %12'si sudan oluşur. Hacimce ise %50'si inorganik, %25'i organik, %25'i sudur (Gökalp & Kiremitçi, 2001; Roberson ve ark., 2002; Summitt, 2001).

Mine ve dentin arasında yapısal olarak farklılıklar bulunmaktadır. Mine, yüksek mineralize bir dokudur. Dentin ise önemli miktarda su ve organik madde içerir. Dentinin içerisinde mine-dentin sınırından pulpaya kadar uzanan tübüler bir ağ yapısı mevcuttur. Dentin tübülleri, hipermineralize bir yapı olan peritübüler dentin dokusuyla çevrelenmiştir. Tübüller arasında kalan daha az mineralize olan, kollajen ağ ile kollajen fibriller içeren dentine de intertübüler dentin denir. Tübüllerin içi dentin lenfi ile

doludur bu da dentinin hidrate bir doku olmasını sağlar. Pulpadan mine-dentin sınırına doğru oluşan sıvı hareketi, tübüllerin içerisinde zayıf ama sürekli bir pulpal basınç oluşturur (B Dayangaç, 2000; Garant, 2003; Roberson ve ark., 2006; Summit, 2006).

Dentinin mine-dentin sınırına yakın olan bölgelerinde %96 intertübüler dentin, %3 peritübüler dentin ve %1 su bulunur. Pulpaya yakın olan derin dentinde ise %12 intertübüler dentin, %66 peritübüler dentin ve %22 oranında su bulunur (Duncan, 2003; Roberson ve ark., 2002). Dentinin ortalama mineral içeriği dentinin derinliği ile ilişkili değildir. Ancak pulpaya yaklaştıkça kollajenden zengin intertübüler dentin miktarı azalırken, hipermineralize peritübüler dentin miktarı artmaktadır. Dentindeki kollajen miktarı da pulpaya yakın kısımlarda daha azdır (Moll ve ark., 2002; Reis ve ark., 2008). Dentin tübülleri hacimce mine-dentin sınırındaki dentinin %4'ünü, derin dentinin ise %28'ini oluşturur (Montes ve ark., 2005; Pangsrisonboon ve ark., 2007). Ayrıca mine-dentin sınırından pulpaya doğru ilerledikçe dentinde bulunan tübül sayısı ve çapı artmaktadır (Gökalp & Kiremitçi, 2001; Roberson ve ark., 2002; Summit, 2006). Bu sebeple derin dentinde bağlanma alanı azalmış ve geçirgenlik artmıştır bu da pulpaya yakın kısımlarda bağlanma dayanımının daha zayıf olmasına neden olur (Gökalp & Kiremitçi, 2001; Moll ve ark., 2002; Peumans ve ark., 2005; Reis ve ark., 2008).

Dentin adezyonu, dentinin yapısındaki farklılıklar ve kompleks histolojisi nedeniyle güvenilirliği daha az, daha karmaşık, zaman alıcı ve tartışmalı bir konudur (Van Meerbeek ve ark., 2011). Dentine adezyon, biyolojik ve klinik faktörler dahil birçok durumdan etkilenir. Bu faktörler arasında dentinin organik içeriği, dentin derinliği ve geçirgenliği, pulpal sıvı basıncı ve akışı, sklerotik ve/veya çürük dentinin varlığı, smear tabakası, adeziv sistemin uygulama prosedürü ve izolasyon gibi faktörler yer alır (Eliades ve ark., 2005).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ilk olarak 1960 yılında Fusayama tarafından önerilmiştir. “Dentin conditioning” yani dentinin yüzey şartlarının değiştirilmesi, dentin yüzeyine asit veya EDTA uygulanması ile smear tabakasının ortadan kaldırılması ve yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemidir. Bunun için çeşitli adeziv ajanların içerisinde, %10'luk fosforik asit, %25'lik nitrik asit, %10'luk sitrik asit, %2,5'luk maleik asit gibi farklı asitlerden biri kullanılmaktadır. Dentine asit uygulanması ile smear tabakası ve dentin tübüllerini tıkayan smear tıkaçları kaldırılır, dentin yüzeyinde 1-10 µm

kalınlığında mineral uzaklaştırılır (Ermis ve ark., 2008; Gökalp & Kiremitçi, 2001; Moll ve ark., 2002; Reis ve ark., 2007).

Primer uygulaması adeziv sistemlerin ikinci aşamasıdır. Primer ajan kollajen fibriller arasındaki alanlara infiltre olup, nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirir. Böylece kollajen fibriller primer ile ıslatılmış olur. Daha sonra adeziv rezin primerle birlikte kollajen ağı içerisine infiltre olur, sonrasında polimerize edilir ve 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşur. Rezin ile güçlendirilmiş, kollajen fibriller ve hidroksiapatitten oluşan aside dirençli bu tabakaya “Hibrit Tabaka” denir. Bu tabakanın oluşumu adeziv sistemlerin esas bağlantı mekanizmasını oluşturur. Dentin sızdırmazlığı ve yüksek bağlanma gücü, hibrit tabakanın kalitesine bağlıdır (Nakabayashi ve ark., 1982).

Dentinin fizyolojik yapısında patolojik koşullar nedeniyle değişiklik meydana gelir. Dentinde yaşlanmadan kaynaklanan veya çürük lezyonlara ve diğer agresif uyarılara yanıt olarak ortaya çıkan fizyolojik değişiklikler, dentinin mineralizasyon derecesini artırarak dentin kalınlığında bir artışa ve dentin tübüllerini tıkayarak dentin geçirgenliğinde bir azalmaya neden olur. Bundan dolayı çürükten etkilenmiş dentinde bağlantı dayanımı, kullanılan adeziv tipine bakılmaksızın, normal etkilenmemiş dentinde elde edilenlerden daha düşüktür (Say ve ark., 2005; Yoshiyama ve ark., 2002). Çürükten etkilenmiş dentin dokusunda bulunan hipermineralize alan ve tıkalı dentin tübülleri dentinin demineralizasyonuna direnç oluşturur. Kısa rezin uzantılarının oluşumu ve hibrit tabaka kalınlığının azalması veya yokluğu sebebiyle sklerotik dentinde bağlantı dayanımı normal dentine göre daha düşüktür (El-din ve ark., 2004; Tay & Pashley, 2004).

2.1.1.3.Smear Tabakası

Kavite preparasyonu esnasında ortaya çıkan artıkların mine ve dentin yüzeyine tutunması ile oluşan tabakaya smear tabakası denir (Eliades ve ark., 2005; Roberson ve ark., 2006). Bu tabaka dentin dokusu, kan, tükürük, yağ artıkları, frez parçaları ve mikroorganizmalardan oluşur. Smear tabakasının kalınlığı yaklaşık 0,5-5µm'dur ve bu tabaka adezyonu olumsuz etkilemektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003). Smear tabakası hava su spreyi ile ya da çalkalama yapılarak uzaklaştırılmaz yalnızca asit ile

uzaklaştırılabilir (Eliades ve ark., 2005). Smear tabakası dentin tübüllerini tıkar ancak poröz yapısından dolayı çok az miktarlarda da olsa dentin sıvısının geçişine izin verir (Pashley, 1992).

Smear tabakası adezyonu olumsuz etkilemektedir. Bu sebeple daha iyi bir adezyon sağlayabilmek için smear tabakasına yönelik;

1. Düşük etkinlikteki bir asitin adeziv ajanın içine dahil edilmesi ve bu şekilde smear tabakasının modifiye edilmesi

2. Smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması (asitleme ve yıkama prosedürü) olmak üzere iki yöntem tanımlanmıştır (Pashley & Carvalho, 1997).

Smear tabakasını ortadan kaldırmak için sitrik asit, poliakrilik asit, laktik asit ve fosforik asit gibi çeşitli asitler kullanılmaktadır. Smear tabakası tamamen uzaklaştırıldığı zaman dentin tübüllerinin geçirgenliği artar (Van Meerbeek ve ark., 2006). Yapılan araştırmalar, smear tabakasının kaldırılmasının dentin hassasiyetine neden olduğunu ve açığa çıkan dentin tübülleri aracılığıyla bakteriyel kontaminasyonun arttığını göstermektedir (Dayangaç, 2000).

2.1.2. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulamalarına Göre Sınıflandırılması

Güncel adeziv sistemlerin daha anlaşılır olması için bağlanma mekanizmaları ve klinik adımların sayısına göre bir sınıflandırma geliştirilmiştir. Bu sınıflandırma, mine ve dentin yüzeylerine asit, primer ve bonding ajan uygulaması ile klinik adım sayısını içeren iki genel yaklaşıma dayanır. Bu nedenle bağlanma sistemlerinin ana kategorileri, her biri ilgili klinik adımların sayısına göre alt kategoriye sahip olan ‘Total-Etch ve ‘Self-Etch’ sistemleri olarak sınıflandırılmıştır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

2.1.2.1. Total-etch Adeziv Sistemler

Total-etch sistemler ilk aşama olarak %30-40’lık fosforik asit ile mine ve dentinin pürüzlendirilmesi ve asitin yıkanması prosedürünü içerirler. Bu sayede smear tabakası ve smear plugları tamamen uzaklaştırılır. Böylece hem mine hem de dentinde derin mikromekanik kilitlenmeyi içeren etkili bir difüzyon temelli bağlanma mekanizması oluşur (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Total-etch sistemler uygulama şekillerine göre ikiye ayrılır:

A) Üç aşamalı total-etch sistemler (asit+primer+adeziv):

Sırasıyla asit, primer ve adeziv ajan uygulamasını içerir. Mine yüzeyinde asitle dağlama, mine prizmalarını seçici çözerek kapiller etki ile hidrofobik adeziv materyalin nüfuz edebileceği makro ve mikro gözenekler oluşturur. Hidrofobik rezinin kullanımı asitleme sonrası 10-20 sn süre ile kuvvetli bir durulama ve kurutmayı gerektirir. Bu şekilde rezin ara bağlayıcıların uygulanacağı mat görünümlü ideal asitlenmiş mine yüzeyi ortaya çıkar (Fejerskov ve ark., 2015). Polimerizasyon sonrası asitle dağlanmış mine yüzeyindeki mikro girinti ve çıkıntılara rezinin mikromekanik olarak kenetlenmesi uzun ömürlü ve iyi bir bağlanma sağlar (Peumans ve ark., 2012; Van Meerbeek ve ark., 2003). Mine ve dentin farklı sürelerde asitle pürüzlendirme gerektirir. Minede asitleme 20-30 sn olmalı iken dentinde ise 15 sn ile sınırlı kalmalıdır (Van Meerbeek ve ark., 2020). Asit uygulaması dentin yüzeyinde 3-5 µm derinliğinde dentin demineralizasyonu oluşturur, böylece hidroksiapatitin büyük kısmı çözülmüş bir kollajen fibril ağı ortaya çıkar (Perdigão ve ark., 1996; Van Meerbeek ve ark., 1992).

Bir sonraki adım, organik çözücü içinde HEMA (hidroksietil metakrilat) gibi hidrofilik özelliğe sahip spesifik monomerler içeren primer uygulamasıdır. Yüksek hidrofilikliği ile birlikte düşük moleküler ağırlığı ve dolayısıyla küçük boyutu sayesinde HEMA, demineralize edilmiş kollajen bakımından zengin dentin içerisine difüze olarak etkili bir yüzey ıslatması ve difüzyon sağlar. Yeterli infiltrasyon klinik olarak en az 15 sn aktif bir şekilde uygulamayı gerektirir. Primer içindeki çözücüler monomerler için taşıyıcı görevi görerek dentin yüzeyinden suyu buharlaştırarak uzaklaştırırlar. Böylece bir sonraki adeziv rezin infiltrasyonu için kollajen ağı hazır hale gelir. Primer uygulamasının ardından dentin yavaşça hava ile kurutulur. Eğer çözücü kalırsa hibridizasyona ve ardından rezinin hibrit katman içindeki polimerizasyonuna zarar verecektir. Bu nedenle üç aşamalı total-etch sistemlerdeki primerlerin esas görevi, nemli kollajen ağını son aşama olan hidrofobik adeziv rezinin bağlanabilmesi için yüzeyi hazır hale getirmektir. Adeziv rezinin infiltrasyonundan sonra monomerler polimerize edilir ve sonuçta bir hibrit tabaka ve rezin uzantılarının oluşması ile mikromekanik retansiyon sağlanır (Van Meerbeek ve ark., 2020).

Hem laboratuvar hem de klinik araştırmalarda uzun dönemde başarılı bir bağlanma performansı gösteren üç aşamalı total-etch sistemler (Optibond FL, Kerr; Scotchbond Multipurpose, 3M ESPE) hâlâ mineye bağlanmada altın standart olarak kabul edilmektedir (Cardoso ve ark., 2019; Perdig o ve ark., 2021; Van Meerbeek ve ark., 2020).

B) İki aşamalı total-etch sistemler (asit+(primer+adeziv)):

Üç aşamalı total-etch sistemlerin uygulama basamaklarını azaltmak için, primer ve adeziv tek şişede birleştirilmiştir. Bu sistemler aynı zamanda ‘iki aşamalı total-etch’ adeziv sistemler olarak da bilinmektedir. Bu sistem üç aşamalı total-etch adezivlere benzer şekilde ilk adım olarak asitle pürüzlendirme gerektirmektedir. Ancak farklı olarak primer ile adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir (Lopes ve ark., 2006).

Total-etch sistemlerin en büyük dezavantajı yeterli dentin yüzeyi ıslaklığının elde edilmesi açısından yüksek teknik hassasiyet gerektirmesidir. Yıkama sonrası kurutma aşamasının klinik önemini açıkça vurgulayan çalışmalar sonucunda dentine nemli bağlanma (wet bonding) tekniği kabul edilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 2003). Aşırı kurutulmuş dentin demineralize kollajen liflerin çökmesine neden olur. Bunun sonucunda lifler arasına düşük monomer difüzyonuna neden olarak işlevsel bir hibrit tabaka oluşumunu engellemektedir. Aşırı nem varlığı da eksik monomer polimerizasyonuna, hibrit tabakada su adsorpsiyonuna ve erken bozulmalara neden olabilir. Aşırı ıslatılmış ve kurutulmuş dentin adezivin performansını ciddi şekilde azaltır (Van Meerbeek ve ark., 2020).

2.1.2.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Total-etch sistemlerin klinik uygulama prosedürlerini basitleştirmek ve neme duyarlılıklarını kontrol etmek amacıyla self-etch sistemler geliştirilmiştir (Sundfeld ve ark., 2005). Bu sistemlerde ayrı bir asitleme ve yıkama/kurutma aşaması bulunmaz. Böylece bu aşamalardan kaynaklı adezyonu olumsuz etkileyebilecek etkenler ortadan kalkarken klinik uygulama aşaması ve bağlanma prosedürü basitleşmiş olur (Watanabe ve ark., 2008).

Self-etch adezivlerin avantajları;

- Asitleme ve yıkama/kurutma aşaması içermedikleri ve su bazlı olduklarından dolayı uygulanmaları kolaydır (ŞENGÜN ve ark., 2009).

- Uygulama basamakları azaldığı için hata yapma ihtimali de azalmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

- Pürüzlendirme işlemi ve adezivin penetrasyonu birlikte gerçekleştiği için, total-etch sistemlerde oluşabilen aşırı demineralizasyona bağlı rezin infiltrasyonunun yetersiz olması sonucunda hibrit tabaka ile ilgili ortaya çıkan problemler azaltılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

- Yıkama işlemi gerektirmediğinden kavitenin aşırı nemli bırakılması ya da aşırı kurutulmasına bağlı oluşan sorunlar elimine edilmektedir (Pashley & Tay, 2001).

- Smear tıkaçları kaldırılmadığı için iyi bir sızdırmazlık sağlanır ve tedavi sonrası hassasiyet gelişme ihtimali de azalır (Pashley & Tay, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2003).

- Self-etch sistemler işlem basamaklarının sadeleşmesi nedeniyle daha az çalışma zamanı gerektirirler. İşlem basamaklarının azalması kavitenin tükürükle kontaminasyon ihtimalini de düşürür. Bu durum kooperasyonun sağlanamadığı özellikle çocuk hastalarda kullanım avantajı sağlar (Shimada ve ark., 2002).

Self-etch adeziv sistemler klinik uygulama aşamalarına göre ikiye ayrılır:

A) İki aşamalı self-etch adeziv sistemler:

Asidik monomer eklenmiş hidrofilik bir primer ve ardından ayrı bir adımda hidrofobik olan adezivin uygulanmasını içerir. Hidrofobik rezinin ayrı uygulanması yüzeyin tam olarak kaplanmasını ve suyun geçişine kolayca izin vermeyen bir tabaka oluşmasını sağlar. Laboratuvar ve uzun dönem klinik çalışmaların sonucunda, dentine bağlanmada iki aşamalı bir self-etch adeziv olan Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake) altın standart olarak kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2020).

B) Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler:

Asit, primer ve adezivi tek şişede ve uygulama prosedürlerini bir uygulama adımında birleştiren sistemlerdir. Tek aşamalı self-etch sistemler hidrofilik ve hidrofobik bileşenleri tek solüsyonda birleştirir. Bu adezivler mineyi demineralize edip dentin smear katmanlarına nüfuz edebilecek kadar asidik olması gerektiğinden, rezin monomerlerinin hidrofilikliği de yüksektir. Bu sebeple, rezin-dentin ara yüzünün hidrolitik bozunmasını kolaylaştırarak yarı geçirgen bir membran gibi davranma eğilimindedirler (Tay ve ark., 2002). Tek aşamalı self-etch sistemler iki aşamalı self-etch sistemlere göre daha düşük bağlanma dayanımları gösterirler (Inoue ve ark., 2003).

Kendinden asitli adezivler asiditelerine göre de 4 sınıfa ayrılmıştır.

- Kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \leq 1$)
- Orta kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \approx 1.5$)
- Hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$)
- Ultra hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2.5$) (Munck, 2004)

2.1.2.3. *Selektif-etch Yaklaşımı*

Kaviteye self-etch adezivin uygulanmasından önce sadece minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi işlemi selektif-etch olarak tanımlanır (Perdigão ve ark., 2011; Van Landuyt ve ark., 2006). Self-etch sistemlerin dentine bağlanma değerleri iyidir, ancak mineye bağlama değerleri daha sınırlıdır. Bu durum da restorasyon kenarlarında mikrosızıntı alanları oluşmasına sebep olur (Perdigão ve ark., 2008; Van Meerbeek ve ark., 2003; Van Meerbeek ve ark., 2011). Jie Lin ve ark. taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile self-etch adeziv sistemlerin mine üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Self-etch adeziv uygulanan mine yüzeyinin bir kısmında çok az miktarda bir demineralizasyon oluştuğunu ve mine yüzeyinin çoğunluğunda demineralizasyon oluşmadığını bildirmişlerdir (Lin ve ark., 2010). Bu nedenle araştırmacılar iyi bir adezyon sağlanabilmesi için self-etch adezivlerin uygulanmasından önce seçici mine asitlemesini önermişlerdir (Erickson ve ark., 2009; Rotta ve ark., 2007; Van Landuyt ve ark., 2006; Watanabe ve ark., 2008).

2.1.3. Üniversal Adeziv Sistemler

Günümüz diş hekimliğinde hem self-etch hem de total-etch modunda kullanılabilen, "üniversal" ya da "multi-mode" olarak tanımlanan yeni nesil adeziv sistemler üretilmiştir. Üreticiler her iki prosedürde de kullanılmasının bağlanma dayanımını olumsuz etkilemediğini belirtmektedir. Tek aşamalı (all in one) self-etch sistemlere benzer şekilde tek şişede dizayn edilmişlerdir (Wagner ve ark., 2014).

Üreticiler adeziv sistemlere kullanım kolaylığı sağlamaya ve adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar yapmaktadırlar. Geleneksel total-etch sistemlerin en büyük dezavantajı dentindeki nem miktarına olan duyarlılıklarıdır (Dal-Bianco ve ark., 2006; Reis ve ark., 2007). Dentindeki kollajenlerin degradasyonunu engellemek için dentinde nemli bağlanma gereklidir. Ancak kollajenler arasında olması gerekenden daha fazla su kalırsa, adeziv rezin intertübüler dentini dolduramaz. Bunun sonucunda adeziv ara yüzeyinde demineralize bölgeler kalır, interfasiyal yıkımlar oluşur ve bağlanma gücü azalır. Asitlenmiş dentinin fazla kurutulması da adeziv rezinin kollajen fibrillerin içerisine tam penetrasyonunu engeller. Bu da adezyonun zayıflamasına ve post-operatif hassasiyete neden olabilir. Bu sebeplerden ötürü yıkama ve kurutma aşaması, ekstra bir teknik hassasiyet gerektirir (Breschi ve ark., 2008; Hashimoto, 2010; Peumans ve ark., 2010; Simonsen & Neal, 2011; Spencer & Swafford, 1999).

Bu problemleri elimine etmek amacıyla bütün adeziv uygulama şekillerinin tek bir adeziv ile uygulanabileceği üniversal adezivler geliştirilmiştir. Bu adezivler hem total-etch, hem self-etch hem de selektif etch modu ile kullanılabilmektedir (Loguercio ve ark., 2015; McLean ve ark., 2015; Muñoz ve ark., 2013).

2.1.4.Dental Adezivlerin Kimyasal İçerikleri

2.1.4.1.Polimerizasyon Başlatıcılar

Polimerizasyonu başlatmak için doymamış, tek elektrona sahip reaktif serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller zayıf bağlar içeren başlatıcıların ışık, ısı, kimyasal bileşikler gibi çeşitli aktivatörler vasıtası ile parçalanması sonucunda oluşur (Bektaş ve ark., 2006).

2.1.4.1.1.Foto Başlatıcılar

Polimerizasyon için ilk olarak ultraviyole ışık cihazları kullanılmış ancak daha sonra ultraviyole ışığın zararları nedeniyle görünür ışık kaynakları kullanılmaya başlamıştır. Işıkla aktivasyon, genellikle kamforokinon (CQ) gibi ışığa duyarlı maddelerin monomer karışımına %0,1 ile %1 gibi değişen oranlarda eklenmesi ile meydana gelir. Her başlatıcı belirli bir dalga boyu aralığında aktive olabilir. En sık kullanılan başlatıcı olan CQ 360-510 nanometre (nm) dalga boyları arasında aktive olabilir. 465 nm dalga boyunda ise en yüksek aktivasyonu göstermektedir (Sakaguchi & Powers, 2012; Van Landuyt ve ark., 2007).

Işıkla sertleşen rezin içerikli materyallerde reaksiyonu hızlandırmak için polimerizasyon başlatıcılarla birlikte hızlandırıcı maddeler de kullanılmaktadır. CQ'un yanında hızlandırıcı olarak genellikle alifatik amin kullanılmaktadır (Gorgen & Guler, 2015). CQ ve amin ışıkla temas etmezse oda sıcaklığında aktive olmaz. CQ, kompozit üzerinde polimerizasyondan önce hafif sarı bir renk tonu oluşturur, bu da renk seçiminde sıkıntı oluşturabilir. Estetik problemlerden dolayı farklı başlatıcı ajanlar kullanılabilmektedir (Sakaguchi & Powers, 2012).

CQ'a alternatif olarak 1-fenil-1,2 propanediol (PPD)'un tek başına ya da CQ ile birlikte kullanımının daha iyi bir etki oluşturabileceği savunulmuştur (Park ve ark., 1999). PPD 400 nm dalga boyunda en yüksek aktivasyonunu gerçekleştirmektedir (Sun & Chae, 2000). PPD başlatıcılar LED ve QTH ışık kaynakları ile kullanıldığında benzer performans sergilemişlerdir (Neumann ve ark., 2005).

Lucirin, sahip olduğu doğal renkleri ile CQ'un estetiksel problemlerini elimine edebilen, UV ışığa yakın değerlerde güçlü absorpsiyon gösterebilen diğer bir başlatıcı ajandır. Ancak LED ışık kaynakları ile kullanıldığında yeterli düzeyde aktive olamaz. LED ışık kaynaklarının kullanımının artması nedeniyle popülaritesi azalmıştır (Neumann ve ark., 2005; Van Landuyt ve ark., 2007).

2.1.4.1.2.Kimyasal Başlatıcılar

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler çift pat şeklinde üretilir ve polimerizasyon için bu iki patın karıştırılması gerekir. Patların birinde polimerizasyon

başlatıcı olarak benzoil peroksit (BPO), diğerinde ise polimerizasyon hızlandırıcı olan tersiyer amin bulunur. Karıştırma oranı, karıştırma zamanı, ortamın ısı ve hava kabarcıkları gibi değişkenler bu kompozitlerde porozite oluşumu, karıştırma zamanının kontrol edilememesi ve polimerizasyon büzülmesi gibi problemlere neden olabilir (Gorgen & Guler, 2015).

2.1.4.2. İnhibitörler

2.1.4.2.1. Tersiyer Bütil Fenol

Isı, ışık ve kimyasal etkenlerden kaynaklanabilecek istenmeyen erken polimerizasyonu önlemek ve raf ömrünü uzatmak amacıyla organik matrikse yerleştirilen fenol türevi bileşiklerdir. Serbest radikallere karşı yüksek afiniteleri nedeniyle polimerizasyon sonucunda oluşan serbest radikalleri inhibe ederler. Tersiyer Bütil Fenol (BHT), en çok tercih edilen inhibitördür (Garg & Garg, 2010; Sherwood, 2010).

2.1.4.3. Çözücüler

2.1.4.3.1. Aseton

Aseton dentinden suyun uzaklaştırılmasında kullanılan bir çözücüdür (Nunes ve ark., 2001; Van Landuyt ve ark., 2007). Adeziv sistemlerde asetonun üç tane rolü vardır:

1. Suyun yüzey gerilimini azaltır.
2. Solüsyonun viskozitesini düşürerek adezivin penetrasyonunu artırır.
3. Suyun buhar basıncını yükselterek kollajenin yüzeyinde bulunan suyun uzaklaştırılmasını kolaylaştırır (Tay ve ark., 1996).

Demineralize dentine adezivin penetrasyonunun daha iyi olması için viskozitenin düşük olması gerekir. Aseton bazlı adezivlerin viskozitesi etanol bazlı adezivlere göre yaklaşık 4 kat daha azdır (Pashley ve ark., 2002).

2.1.4.3.2.Etanol

Etanol adeziv sistemlerde çözücü olarak kullanılmaktadır. Tek başına ya da su ile birlikte kullanılabilir. Etanolün buhar denge basıncı (40mm-Hg), asetona (184 mm-Hg) göre daha düşük, sudan (17 mm-Hg) ise daha yüksektir (Cadenaro ve ark., 2009).

Etanolün temel özelliği yüksek H-bağlama kapasitesidir. Demineralize dentinin aşırı kurutulması sonucu çöken demineralize kollajen ağının tekrardan açılmasını sağlar (Cadenaro ve ark., 2009).

2.1.4.3.3.Su

Suyun primer çözücü etkisi olmadığından, ko-çözücü (ikincil çözücü) olarak kullanılmaktadır. Suyun H-bağlama kapasitesi kurutulmuş demineralize kollajen fibrillerden daha yüksektir. Bu sayede, demineralize kollajenden suyun ayrılması ve interfibriler boşluklara adezivin difüzyonu kolaylaşır (Bae ve ark., 2005; Cadenaro ve ark., 2009; Pashley ve ark., 2001; Pashley ve ark., 2002; B. Van Meerbeek ve ark., 1998). Su, aseton ve etanole göre daha yüksek hidrojen bağlama kapasitesi gösterir. Total-etch sistemlere eklendiğinde, dentinin hava ile kurutulması sonucu çöken demineralize kollajenin tekrardan açılmasını sağlar (Pashley ve ark., 2002). Su bazlı adezivler, aseton veya etanol bazlı adezivlere göre dentindeki nemden daha az etkilenirler (Perdigão & Frankenberger, 2001).

2.1.4.3.4.Etanol ve Su

Su hidrofobik monomerlerle karışmaz, suyun bu olumsuz özelliğini tolere etmek için ko-çözücü (ikincil çözücü) olarak etanol kullanılmaktadır (Furukawa ve ark., 2008). Etanol ve su bir karışım oluşturmakta ve su, hava ile dentinden kolayca uzaklaştırılmaktadır (Nalla ve ark., 2005).

2.1.4.3.5.İzopropil Alkol

2 Propanol olarak da bilinen izopropil alkol son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Tek aşamalı bir self-etch adeziv olan “AdheSE One F” (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)’de su ile birlikte ko-çözücü olarak kullanılmıştır (BERKMEN ve ark., 2019).

2.1.4.3.6.Tersiyer Bütıl Alkol

Tersiyer Bütıl Alkol (Tert-Bütanol) çöken demineralize dentin dokusuna difüze olabildiği için total-etch adezivlerde çözücü olarak kullanılması araştırmacılar tarafından önerilmiştir. Tert-bütanol kimyasal içeriğindeki karbon yapı ve hidroksil grupları sayesinde yüksek çözünürlük özelliğine sahiptir. Buna ek olarak, Tert-bütanol'ün buhar basıncı (30.6 mm-Hg) etanolden (40 mm-Hg) düşüktür. Bu da etanol ve diğer çözücülerden daha yavaş buharlaşmasını, dolayısıyla demineralize dentin matriksinin daha az büzülmesini sağlar (De Oliveira Barros ve ark., 2013).

2.1.4.3.7.Tetrahidrofuran (THF)

Tetrahidrofuran (THF) iyon şelasyonu yapabilme özelliğinden dolayı dentine kimyasal bağlanma yeteneğine sahiptir. Bu özellik, THF'ye özgüdür ve diğer dental adeziv çözücülerinde bulunmaz. THF'nin buhar basıncı (173 mm-Hg) olup, asetonun buhar basıncına (184 mm-Hg) yakındır. Dolayısıyla adeziv uygulamasından sonra kolaylıkla kaviteden uzaklaştırılabilmektedir (Fontes ve ark., 2009).

2.1.4.3.8.Dimetil Sülfoksit

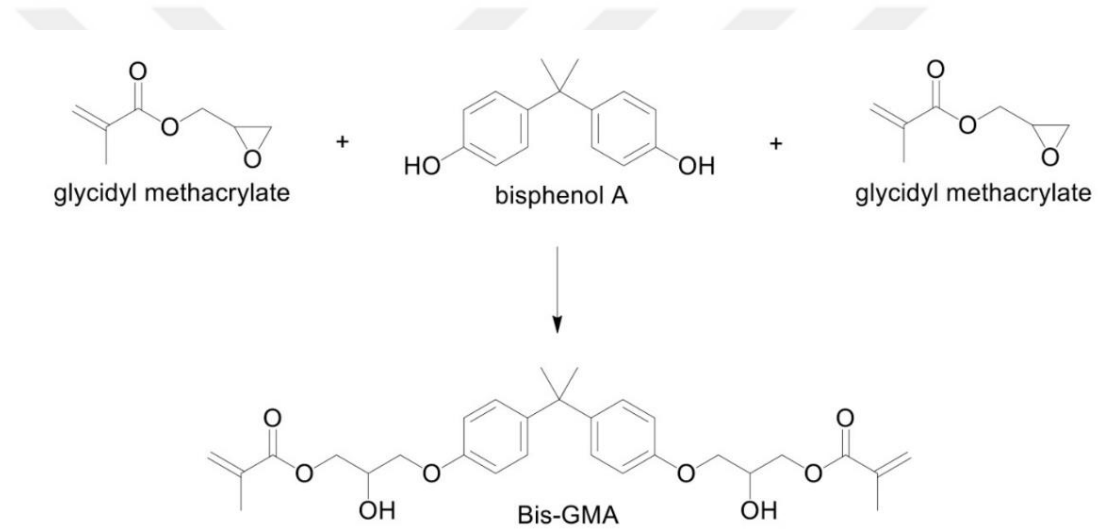
Dimetil sülfoksit, çözücü olmasının yanında, dental adezivlerin içeriğindeki çözücülerde çözüneme yeteneğine sahiptir. Ayrıca adeziv sistemlerde kullanılan çoğu rezin monomeri de çözebilmektedir (Geurtsen ve ark., 1998; Marren, 2011). Kurutulmuş demineralize dentinde kollajene hidrojen bağlamak için su ile yarışabilmektedir (Collares ve ark., 2014). Dimetil sülfoksit hidrojen atomlarına yüksek afinitesinden dolayı su molekülü ve hidrojen atomları arasında bulunan bağdan daha güçlü bir bağ oluşturabilir (Luzar & Chandler, 1993; Vishnyakov ve ark., 2001)

2.1.4.4.Rezin Monomerler

Rezin monomerler, adeziv sistemlerde polimerize olduktan sonra adezivin yapısal dayanıklılığını sağlayan temel bileşenlerdir. Bu sebeple, monomer seçimi ve polimerizasyon koşulları, adezivlerin performansını büyük ölçüde etkiler (Van Landuyt ve ark., 2007).

2.1.4.4.1. Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın epoksi rezin içerisine eklenmesiyle sentezlenen Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA), adeziv rezinlerde oldukça yaygın olarak kullanılan bir metakrilat türüdür (**Şekil 2.1.**). 1960 yılında Bowen tarafından geliştirilmiştir. Bis-GMA'nın yüksek molekül ağırlığı, polimerizasyon büzülmesini azaltır, adezivin viskozitesini artırır. Bis-GMA polimerizasyonun hızlanmasını ve polimerin mekanik özelliklerinin yükselmesini sağlamaktadır (Tanaka ve ark., 1991). Bis-GMA'nın içeriğinde epoksi grupları yerine metakrilat grupları bulunmaktadır. Bu da daha hızlı bir polimerizasyona imkân sağlar (Peutzfeldt, 1997; Söderholm & Mariotti, 1999).



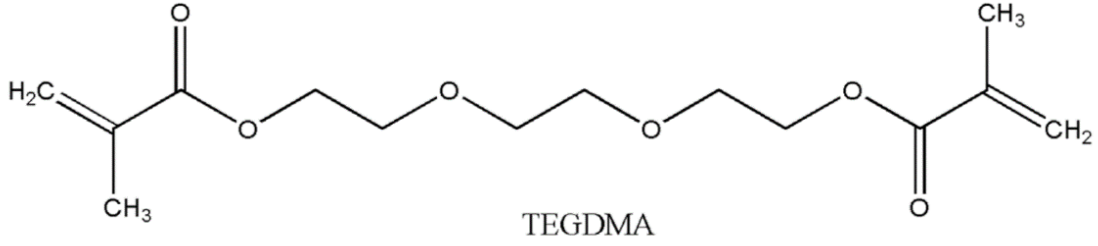
Şekil 2. 1: Bis-GMA'nın Kimyasal Formülü (Šimková et al., 2020)

Bis-GMA'nın polimerizasyon sırasında çapraz bağ oluşturma ve polimerizasyon büzülmesini azaltma gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak, oda sıcaklığında çok viskoz olduğundan, adezivin uygulanmasını zorlaştırabilir. Ayrıca yüksek viskozite, doldurucu eklenmesini de zorlaştırabilir (Asmussen & Peutzfeldt, 1998; Botsalı, 2008).

2.1.4.4.2. Trietilen Glikol Dimetakrilat

Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA), Bis-GMA ve Üretan Dimetakrilat (UDMA) gibi monomerlerin viskozitesini düşürmek amacıyla adezivlere eklenmektedir (**Şekil 2.2.**). Ancak, TEGDMA polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Polimerin

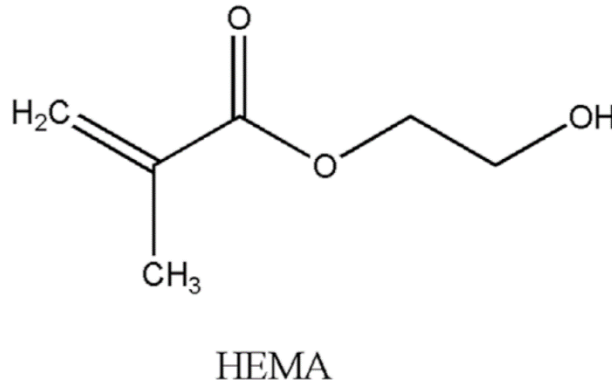
çekme kuvvetlerine karşı dayanımını artırabilirken, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımını azaltma eğilimindedir (Asmussen & Peutzfeldt, 1998; O'Brien, 2002).



Şekil 2. 2: TEGDMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap et al., 2019)

2.1.4.4.3. 2-Hidroksietil Metakrilat

2-Hidroksietil Metakrilat (HEMA), TEGDMA'ya benzer yapıya sahip bir monomerdır (**Şekil 2.3.**). Hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahip olmasıyla dikkat çeker. HEMA, su, etanol ve aseton gibi yüksek çözünürlükteki sıvılar içinde çözünebilir. Diş hekimliğinde kullanılan adeziv sistemlere, HEMA'nın eklenmesi polimer matrisin akıcılığını artırır ve adeziv rezinin nemli dokulara daha etkin bir şekilde bağlanmasını sağlar (Pashley ve ark., 1998; Schwengberg ve ark., 2005).



Şekil 2. 3: HEMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap et al., 2019)

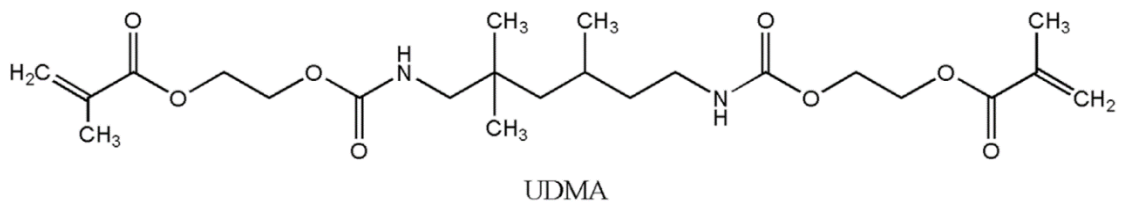
Birçok universal adeziv mono fonksiyonel monomer olarak ıslatıcı görevi gören HEMA'yı içerir. Düşük moleküler ağırlıklı küçük bir molekül olan HEMA iyi bir difüzyon aracıdır ve ayrıca, diğer daha az suda çözünür monomerler için yardımcı çözücü görevi görür. Universal adezivler gibi hidrofobik ve hidrofilik bileşenlerin bir arada bulunduğu tek aşamalı sistemlerde faz ayrımını önlemeye yardımcı olur (Van Meerbeek ve ark., 2020). HEMA'nın bir diğer özelliği ise hidrofilik olmasıdır. Bu

sayede dentinin ıslanabilirliğini artırarak rezinin kollajen içerisine difüzyonunu sağlar ve bağlanma kuvvetini artırır. Bununla birlikte, HEMA içinde bulunduğu adezivleri su kontaminasyonuna daha duyarlı hale getirir. Polimerizasyondan önce veya sonra polimer zincirine zayıf bir şekilde bağlanmış HEMA, hidrofilik özellik göstermeye devam ederek, restorasyonda şişme ve renk değişikliğine yol açar. Adeziv ara yüzünde hidrojeller oluşturarak mekanik dayanımı olumsuz etkiler (Van Landuyt ve ark., 2007). Adeziv ara yüzü hidrolitik bozunmaya yatkın hale getirdiğinden, HEMA için alternatif monomerler denenmekte ve yeni universal adeziv formülasyonlarına dahil edilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2020).

Adeziv içerisindeki yüksek HEMA konsantrasyonu polimerin fiziksel özelliklerini olumsuz etkiler. Su ve alkolün buhar basıncını düşürerek adezivin buharlaşmasını zorlaştırır (Pashley ve ark., 1998). HEMA, insan ve hayvanların immün sistem hücrelerinde apoptozisi artırarak alerjik reaksiyonlara yol açabilen bir moleküldür (Paranjpe ve ark., 2005).

2.1.4.4. Üretan Dimetakrilat

Üretan Dimetakrilat (UDMA) (Şekil 2.4.) polimer matriks içerisinde polimerizasyonun hızlanması ve polimerin mekanik özelliklerinin yükselmesi amacıyla kullanılmaktadır. Üretan, Bis-GMA'nın ikincil hidroksil (OH^-) gruplarının izosiyonatla reaksiyonu sonucunda sentezlenir. Daha az hidrofilik bir monomer elde etmek amacıyla kullanılır (Van Landuyt ve ark., 2007). Resin materyale UDMA monomeri eklenmesiyle adezyon yeteneğinin arttığı, dış kaynaklı renklenmelerden daha az etkilendiği, sertliğinin ve aşınma dayanımının arttığı bildirilmiştir (Tuna & Gençay, 2006). UDMA, Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olmasına rağmen viskozitesi Bis-GMA'dan daha düşüktür. UDMA'da bulunan eter bağı, Bis-GMA'daki iki büyük aromatik halka ile karşılaştırıldığında rotasyona daha çok izin vermektedir. Bu esneklik özelliği UDMA'nın adeziv sistemlerde tercih edilmesini sağlar (Peutzfeldt, 1997).



Şekil 2. 4: UDMA'nın Kimyasal Formülü (Pratap et al., 2019)

2.1.4.5.Fonksiyonel Monomerler

Adeziv rezinler monomer içeriklerine bağlı olarak farklılık göstermektedirler. Fonksiyonel monomerler, adeziv sistemlerin ana bileşenleridir, sağlam ve uzun ömürlü bir adezyonun oluşmasında kilit rol oynarlar. Fonksiyonel monomerler içerikleri sayesinde adeziv sistemlerde hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanmayı sağlarlar (Van Meerbeek ve ark., 2020).

2.1.4.5.1. 10- Metakriloksidesil dihidrojen fosfat

Birçok fonksiyonel monomer arasında 10- Metakriloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) en etkili monomerlerden biri olarak kabul edilmektedir (Yoshida ve ark., 2004; Yoshihara ve ark., 2011). 10-MDP, hidroksiapatitin Ca'una kimyasal olarak bağlanır ancak aynı zamanda pürüzlendirerek hidroksiapatit bazlı substrattan önemli miktarda Ca salınımına neden olur. Bu Ca salınımı, 10-MDP'nin, stabil 10-MDP-Ca tuzu oluşumu ile devam ederek, yaklaşık 4 µm nano tabakalar oluşturacak şekilde birleşirler (Fukeyawa ve ark., 2006; Yoshihara ve ark., 2010). 10-MDP, polar kısmı fosfat grubu ve apolar kısmı doymuş karbon zincirlerinden oluşan aralayıcı grubu ile amfifilik (hem hidrofilik hem de hidrofobik) yapıya sahiptir (Van Landuyt, Yoshida, ve ark., 2008). 10-MDP'nin uzun ve hidrofobik aralayıcı grubu Ca tuzlarının hidrolitik stabilitesini sağlar. 10-MDP kimyasal yapısı sayesinde hidroksiapatitteki Ca iyonuna yoğun ve kararlı bir adezyon sağlayarak bağlanma dayanımını artırır (Wang ve ark., 2017).

10-MDP, ilk olarak Kuraray firması tarafından geliştirilen bir monomerdır. Kimyasal yapısındaki dihidrojen fosfat grubu sayesinde asidik özellik gösterir (Hayakawa ve ark., 1998). Ayrıca, oldukça hidrofobik bir yapıya sahiptir ve etanol ile aseton gibi çözücülerde kolayca çözünür (Van Landuyt ve ark., 2007). 10-MDP'nin en dikkat çekici özelliği, Ca ile sağlam iyonik bağlar oluşturabilmesidir. Bu özelliği sayesinde, mine ve dentinin yapısındaki hidroksiapatitlerle en güçlü kimyasal bağlantıyı oluşturabilen monomerlerden biridir (Yoshida ve ark., 2004).

2.1.4.5.2. Metakrioloksidetil Dihidrojen Tiyo Fosfat

Metakrioloksidetil Dihidrojen Tiyo Fosfat (MDTP) monomeri sülfür içermektedir. Altın, paladyum, gümüş gibi kıymetli metallere bağlanmayı artırmak amacıyla bazı adezivlerin içeriğine eklenmektedir. Kıymetli olmayan metallere bağlanma ise MDP'nin metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına kimyasal bağlanması ile sağlanmaktadır. Ünlversal dental adezivlerde hem MDTP hem de MDP monomerinin bulunması, farklı türdeki metallere etkili bağlanmayı sağlar (Kadoma, 2003; Tsujimoto ve ark., 2017; Yoshihara ve ark., 2016).

2.1.4.5.3. Gliserofosforik Asit Dimetakrilat

Gliserofosforik Asit Dimetakrilat (GPDM) adeziv bölgede fiziksel/kimyasal bağlar oluşturmak için diş yüzeyleri ile moleküler düzeyde etkileşime girebilen asidik bir monomerdur. İki tane fonksiyonel metakrilat grubu içerdığı için daha fazla çapraz bağ oluşturur. Bu da polimerize olmuş adezivin mekanik özelliklerini geliştirir. Fosfat fonksiyonel grubu aracılığıyla hidroksiapatite iyonik bağlanma potansiyeline sahiptir. Dentin yüzeyinde kararsız bir bağ oluşturur (Söderholm, 2007).

2.1.4.5.4. 4-Metakriloksietil Trimelitik Asit

4-Metakriloksietil Trimelitik Asit (4-MET), diş hekimliğinde ilk olarak 1978 yılında kullanılmaya başlamıştır. İlk olarak adezyonu artırmak amacıyla kullanılmış daha sonra demineralizasyon için de kullanılmıştır (Chang ve ark., 2002; Nakabayashi & Hiranuma, 2000). 4-MET'e akrilik monomerler eklendiğinde, dental alaşımlara kimyasal olarak bağlanabilen hem hidrofilik hem de hidrofobik özellik gösteren bir yapı elde edilir. Ayrıca 4-MET piyasada 4-Metakriloksietil Trimelitat Anhidrit (4-META) olarak da kolayca bulunabilir. 4-META'nın tozuna su eklenmesiyle hidroliz reaksiyonu gerçekleşir ve 4-MET oluşur. 4-META içeriğindeki karboksilik gruba bağlı asidik aromatik grup sayesinde demineralizasyon oluşturur ve adezivin ıslatma yeteneğini de artırır (Unemori ve ark., 2003). 4-MET, hidroksiapatitin içeriğindeki Ca ile iyonik bağ oluşturabilmektedir (Yoshida ve ark., 2004).

4-MET asetonda hızla çözünürken, etanolde orta hızda çözünür sudaki çözünürlüğü ise oldukça azdır. Yapılan birçok çalışmada adezive 4-MET eklenmesinin

mine ve dentinde bağlanmayı artırdığı bildirilmiştir (Van Landuyt ve ark., 2007). Ayrıca 4-MET'in amalgam gibi metallerin ıslanabilirliğini artırdığı bilinmektedir (Chang, 2004).

2.1.4.5.5. 10-Metakriloksidesil Malonik Asit

Bu monomer ile ilgili literatürde sınırlı bilgi mevcuttur. 10-Metakriloksidesil Malonik Asit (MAC-10)'un yapısında 10-MDP'deki gibi, 10 tane karbon atomu bulunduran ara bağlayıcı grup vardır. Bu ara bağlayıcı grup hidrolitik açıdan stabildir ve suya afinitesi yoktur. Bu özellikler, monomerin daha hidrofobik bir özelliğe sahip olmasına yol açar (Van Landuyt ve ark., 2007).

2.1.4.5.6. Fenil Dihidrojen Fosfat

Fenil-fosfat, self-etch primerlerde kullanılan ilk asidik monomerlerdendir (Chigira ve ark., 1994; Watanabe ve ark., 1994). Mine ve dentinin yapısındaki hidroksiapatitlere kimyasal bağlantısı sınırlıdır. Ancak Fenil Fosfat adeziv rezinin demineralize dentin dokusuna infiltrasyonunu artırmaktadır (Miyasaka & Nakabayashi, 1999; Wang & Nakabayashi, 1991).

2.2.YAPAY YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ

Restoratif materyaller, ağız ortamında çok çeşitli kuvvet ve çevresel etkenle karşılaşmaktadırlar. Bu durum restoratif materyallerin dayanıklılığını ve kullanım ömrünü etkileyebilir. Yapay yaşlandırma yöntemleriyle ağız ortamında oluşan olayların taklit edilmesi amaçlanmaktadır (Dinç, 2017).

2.2.1.Suda Bekletme

En sık kullanılan laboratuvar yaşlandırma tekniği örneklerin suda bekletilmesi yöntemidir. Hazırlanan örnekler, belirli bir süre boyunca su içerisinde bekletilir. Bu süre birkaç aydan 3-5 yıla kadar değişebilir, hatta daha uzun da olabilir. Literatürdeki çalışmalarda çoğunlukla 6 ay ve 1 yıllık yaşlandırma süreleri kullanılmıştır. Araştırmaların çoğunda, kısa süre bile olsa suda bekletilen örneklerde bağlanma dayanımında azalma olduğu gösterilmektedir (Armstrong ve ark., 2001; Burrow, Satoh, ve ark., 1996; Fukushima ve ark., 2001; Giannini ve ark., 2003; Takamizawa ve ark.,

2023; Tichy ve ark., 2021). Bağlanma dayanımı değerlerindeki azalmanın sebebi adeziv ara yüzünde bulunan bileşenlerin (kollajen, rezin) hidrolize uğraması sonucunda bozulması olabilir. Su, restorasyon ara yüzeyine girerek polimer zincirleri arasındaki sürtünmeyi azaltabilir bu da polimer matrisin özelliklerini olumsuz yönde etkiler (Ferracane ve ark., 1998; Santerre ve ark., 2001).

Yapay yaşlandırma yöntemi olarak ağız ortamını daha iyi taklit edebileceği düşünölen yapay tükürük çözeltileri de denenmiştir, ancak, suda bekletme yöntemiyle elde edilen sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmiştir (Kitasako ve ark., 2000). Saklama solösyonlarına enzimler de ilave edilebilmektedir. Mesela, bakteriler tarafından üretilen esterler hibrit tabakadaki bozulmayı hızlandırabilirler (Finer & Santerre, 2004; Santerre ve ark., 2001).

2.2.2. Termal Siklus

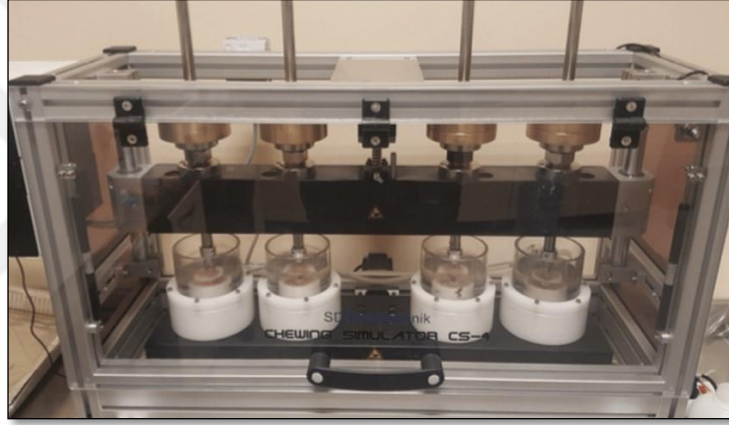
Termal siklus yöntemi ile yaşlandırma işlemlerinde hazırlanan örnekler belirli süreler boyunca (örneğin 30'ar saniye) 5°C, oda ısısı ve 55°C'daki su banyolarında bekletilerek yaşlandırılır. 1 yıllık ağız içi kullanım yaklaşık olarak 10.000 termal siklusa denk gelmektedir (Gale & Darvell, 1999). Ancak, uygulanan banyonun tipi, daldırma süresi, sıcaklığı ve banyolar arası bekleme süresi gibi değişkenler literatürde farklılık gösterebilmektedir (Gale & Darvell, 1999; Hakimeh ve ark., 2000) (Şekil 2.5).



Şekil 2. 5: Termal Siklus Cihazı

2.2.3.Çiğneme Simülatörü (Mekanik Yükleme)

Restorasyonları yaşlandırma yöntemlerinden birisi de çiğneme simülatörleridir. Bu yöntemle yaşlandırmadan sonra restorasyonların bağlanma dayanımı değerleri ölçülebilir (Frankenberger & Tay, 2005; Nikaido ve ark., 2002). Çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik kullanıma denk gelmektedir (Bulut & Atsü, 2016). Literatürde mekanik yüklemenin bağlantı dayanımı üzerindeki etkisine dair farklı sonuçlar mevcuttur. Yaşlandırma işlemleri, adezivlerin dentine olan bağlanma dayanımlarını azaltabilir. Ancak, yeni geliştirilen birçok adeziv sistemin, mekanik yükleme sonrasındaki bağlanma ve nano-sızıntıya ilişkin durumu hakkındaki bilgiler hâlâ sınırlıdır (Dinç, 2017) (**Şekil 2.6**).



Şekil 2. 6: Çiğneme Simülatörü Cihazı

2.2.4.pH Döngüsü

Ağız ortamında sadece asidik ya da sadece alkali ortam etkili değildir. Demineralizasyon ve remineralizasyon olaylarını oluşturan pH dalgalanmaları vardır. Bu nedenle, çalışmalarda ağız ortamını taklit etmek amacıyla pH döngü modeli uygulanmaktadır. Bu döngü restoratif materyalin bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir. Bu yaşlandırma modelinde, örnekler; asidik solüsyonda (pH: 4,3) 37 °C’de 6 saat bekletilir, sonra remineralizasyon özelliğine sahip olan yapay tükürükte (pH: 7) 37 °C’de 17 saat bekletilir (Featherstone, 1985).

2.3.BAĞLANMA DAYANIMI TEST METOTLARI

Adeziv sistemlerin değerlendirmesinde bağlantı testleri kullanılmaktadır. Restorasyon ve diş ara yüzeyinde birim alana düşen kuvvet bağlanma dayanımı tanımlanmaktadır. Birimi $N/mm^2=MPa$ (Megapaskal)'dır. Restoratif materyallerin bağlanma dayanımının belirlenmesinde, ağız ortamında karşılaşılabileceği çeşitli kuvvetleri simüle etmek için makaslama, mikro makaslama, gerilme ve mikro-gerilme gibi test yöntemleri kullanılmaktadır (Ayaz ve ark., 2011; Phillips, 1991).

Makaslama testleri diş yüzeyine paralel olarak gelen kuvvetleri, gerilme testleri ise diş yüzeyine dik gelen kuvvetleri değerlendirmek amacıyla kullanılır. Diş hekimliğinde genellikle küçük alanlardaki bağlanma kuvvetlerini ve adeziv başarısızlıkları ölçmek amacıyla mikro gerilim ve mikro makaslama bağlanma dayanımı test metotları kullanılmaktadır (Eren, 2006).

Bağlanma dayanımı testlerinden sonra, diş-restorasyon ara yüzeyindeki kırılma tipi mikroskopik olarak incelenebilir. Gelen kuvvete karşı adeziv ile adherentin gösterdikleri direnç, kırık tipinin oluşumunda belirleyici faktördür. Kırık tipleri arasında adeziv kırık, koheziv kırık ve bu ikisinin bir arada görüldüğü miks kırıklar bulunmaktadır. Adeziv kırıklar, restorasyon ara yüzündeki birleşmenin ayrılması sonucunda oluşan kırıklardır. Koheziv kırıklar ise materyallerin kendi içinde meydana gelen kırıkları ifade eder. Miks kırıklar ise adeziv ve koheziv kırıkların bir arada görüldüğü kırıklar olarak tanımlanır (ISO, 2003).

2.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bu metotta; örnekler makine içerisine özel bir parça ile sabitlenir ve restoratif materyalin bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde belirli bir hızda hareket eden makaslama kafasıyla kırılır. Makaslama kuvveti, MPa cinsinden ifade edilir. Bağlanma dayanımının yüksek olması, adezyon performansının iyi olduğunu gösterir. Bu testte bulunan değişkenler arasında; kompozit rezinin çeşidi, çapı ve elastisite modülü, adezivin kalınlığı, dentinin derinliği, ile test makinesinin piston kafasının hızı ve ara yüze uzaklığıdır (El-Araby & Talic, 2007).

2.3.2.Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama testinin bir modifikasyonudur ve daha küçük alanlarda bağlanma kuvvetlerini ve adeziv başarısızlıkları ölçmek için kullanılır (Eren, 2006). Bu test yönteminde örneğe gelen kuvvetlerin lokalizasyonunu standardize etmek zordur. Makro makaslama ile karşılaştırıldığında daha düzensiz bir stres dağılımı vardır (De Munck ve ark., 2009).

2.3.3.Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Bu metotta; adeziv yüzeye 90° açı ile yani dik olacak şekilde bir kuvvet uygulanır (Oilo, 1993). Gelen kuvvetin adeziv ara yüzeyinin tam ortasından geçmesi kritik öneme sahiptir. Uygulanan kuvvetin yönü ve örneğin konumundaki en küçük sapma sonuçları önemli ölçüde etkileyebilir (Mason ve ark., 1996).

2.3.4.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Gerilim bağlanma dayanımı testine kıyasla çok daha küçük alanlar ölçülür. Test edilen yüzey alanı 1 mm² veya daha azdır. Bu metotta adeziv prosedürden sonra örnekler ilave hazırlık yapılması gerekir ve teknik hassasiyet fazladır (Sano ve ark., 1994). Örneklerin boyutu küçük olduğu için çok hızlı dehidrate olurlar. Ayrıca 5 MPa'dan daha düşük bağlanma dayanımlarının ölçülmesi çok zordur (Özel Bektaş, 2006).

Bağlanma dayanımı testi sonuçlarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar arasında kullanılan dişlerin saklama koşulları, diş dokusunun yapısı, yaşı, mine ve dentinde uygulanan yüzey işlemleri, dentindeki çalışma derinliği, termal siklus uygulanıp uygulanmaması, adezivin kalınlığı ve fiziksel/kimyasal özellikleri, araştırmacılardan doğan farklılıklar, laboratuvar şartlarından kaynaklanan farklılıklar gibi pek çok faktör vardır (Price & Hall, 1999).

2.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU

Taramalı elektron mikroskobu (SEM); ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ile analizi birleştirme özelliklerinden dolayı dental araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (Chapman, 1986).

SEM'in temel prensibi örnek yüzeyinin primer bir elektron demetiyle taranmasıdır. Ancak bu tarama işleminden önce örnekler belirli bir protokole göre ön hazırlık işlemi yapılmalıdır. Bu protokol kapsamında, örnekler öncelikle %2,5 gluteraldehit içeren kakodilat buffer solüsyonunda sabitlenir. Ardından, kimyasal kurutma yapılması amacıyla kademeli olarak artan konsantrasyona sahip etanol çözeltisine bırakılır. Bu şekilde örnekler dehidrate edilir. Son olarak alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler, püskürtme cihazıyla ince bir tabaka halinde altın veya karbon ile kaplanır (Della Bona ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005). Sonrasında tarama işlemine geçilir. Bu aşamada primer elektron demeti yüzeydeki elektronlarla etkileşime girer ve etrafa dağılır. Bu dağılan elektronlar ikincil elektronları oluştururlar. İkincil elektronların sensörler tarafından tespit edilmesiyle numune yüzeyinin yapısı, topografisi ve yüzey bileşenleri hakkında bilgi elde edilebilir. Sensöre ulaşan elektron sayısı arttıkça o bölgenin görüntüsü daha parlak olurken, azaldıkça görüntü daha karanlık hale gelir. Bu şekilde, örnek yüzeyinin gri tonları arasında görüntü elde edilebilir (Üşümez, 2001).

3.MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, 07.12.2023 tarih ve 23-KAEK-288 kayıt numarası ile onaylandı. Çalışmada örneklerin hazırlanması ve test metotlarının uygulanması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, SEM analizleri Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde in vitro olarak gerçekleştirildi.

Çalışma için G*power V.3.1.9.6 programı kullanılarak örnek genişliği hesaplandı. %95 test güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0.3$ etki büyüklüğü ile her grupta 10 adet diş olmak üzere, çalışmada kullanılması gereken örnek genişliği 30 diş olarak belirlendi (Chowdhury ve ark., 2021).

3.1.ÇALIŞMADA KULLANILAN MATERYALLER

Bu çalışmada adeziv ajan olarak Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake, Okayama, Japonya), G2-Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.1) kullanılırken, kompozit rezin olarak Solare-X (GC, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.2) kullanıldı. Kullanılan materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3. 1: Çalışmada Kullanılan Adeziv Ajanlar



Şekil 3. 2: Kompozit Rezin (Solare X(GC))

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları

MATERYALLER	İÇERİKLERİ	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NO
Clearfil SE Bond	Primer: 10-MDP, HEMA, su, foto-başlatıcı Adeziv: 10-MDP, HEMA, bis-GMA, foto-başlatıcı, mikrodoldurucu	(Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya)	Primer: A40417 Adeziv: A40835
G2-Bond Universal	Primer: 4-MET, 10-MDP, MDTP, dimetakrilat monomer, aseton, su, foto-başlatıcı, doldurucu Adeziv: dimetakrilat monomer, bis-GMA, UDMA, silika doldurucu, foto-başlatıcı	(GC; Tokyo, Japonya)	Primer: 2210071 Adeziv: 2211011
G-Premio Bond	10-MDP, 4-MET, MDTP, metakrilat monomer, su, aseton, foto-başlatıcı, doldurucu	(GC; Tokyo, Japonya)	2208091
Solare X	Organik Matris Bileşenleri: Kamforokinon, UDMA İnorganik Doldurucular: (%77 ağırlık, %65 hacim) 16 µm ön polimerize edilmiş doldurucu, 16 nm silika doldurucu, floroalümino silikat cam, Lanthonid Florür dolgu maddeleri: 100 nm (0,10 µm) İnorganik doldurucu Silika: 850 nm (0,85 µm), Füme Silika 16 nm (0,016 µm))	(GC; Tokyo, Japonya)	1903042

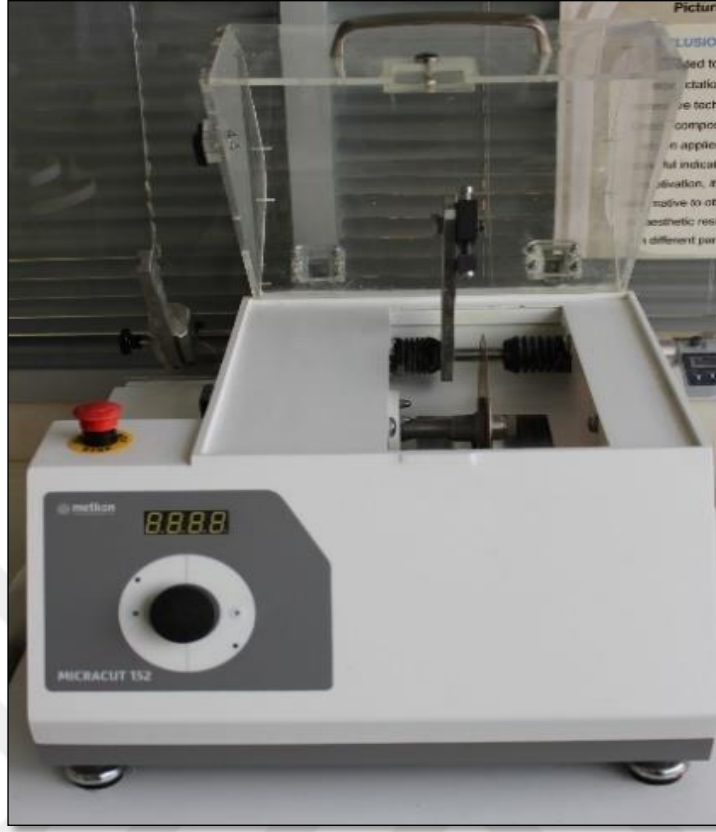
3.2.ÖRNEKLERİN TOPLANMASI VE HAZIRLANMASI

Bu çalışmada, son altı ay içerisinde ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz, restorasyon ve görülebilir defekt içermeyen 30 insan alt büyük azı dişi kullanıldı. Dişler, üzerlerindeki sert ve yumuşak doku artıkları temizlendikten sonra çalışma başlangıcına kadar 1mg/L timol içeren distile su içinde 37 °C’de bekletildi. Dişler mine-sement birleşiminin 3-4 mm altından akrilik rezin bloklar içerisine gömülmüştür. (Şekil 3.3)

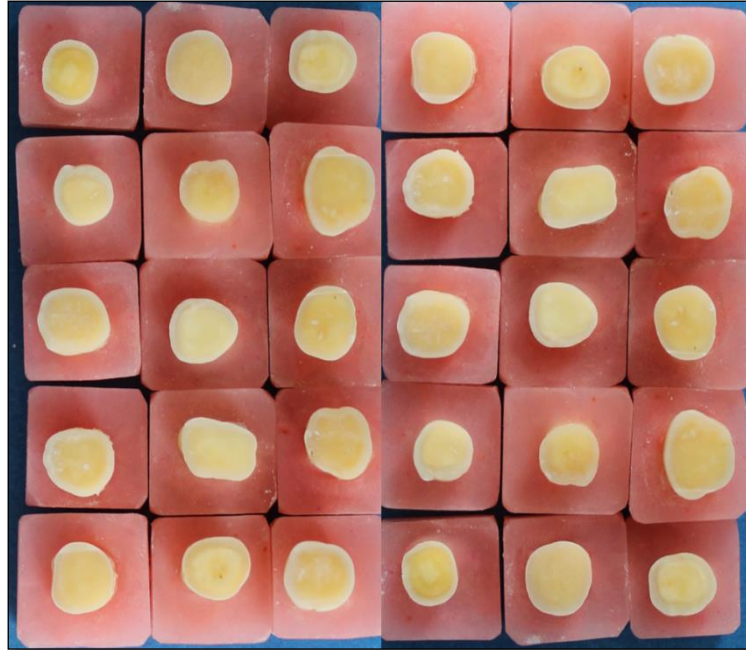


Şekil 3. 3: Akrilik Rezin Bloklara Gömülmüş Dişler

Daha sonra hassas kesme cihazı (Micracut 152, Metkon, Türkiye) kullanılarak dentin yüzeyinin açığa çıkması amacıyla oklüzal 1/3’lük kısım oklüzal yüzeye paralel olarak uzaklaştırıldı (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5).



Şekil 3. 4: Çalışmada Kullanılan Hassas Kesme Cihazı



Şekil 3. 5: Dentin Yüzeyi Açığa Çıkarılmış Örnekler

Dışlerin dentin yüzeylerinde standart smear tabakası oluşturmak için dişler polisaj cihazında 180 gritli SiC zımpara kâğıdı kullanılarak su soğutması altında 60 sn süreyle zımparalandı (**Şekil 3.6**). Hazırlanan dentin yüzeyi, pulpa dokusuna maruz kalanları elemek için bir stereomikroskop (Stemi C-2000; Zeiss, Oberkochen, Almanya) ile incelendi.



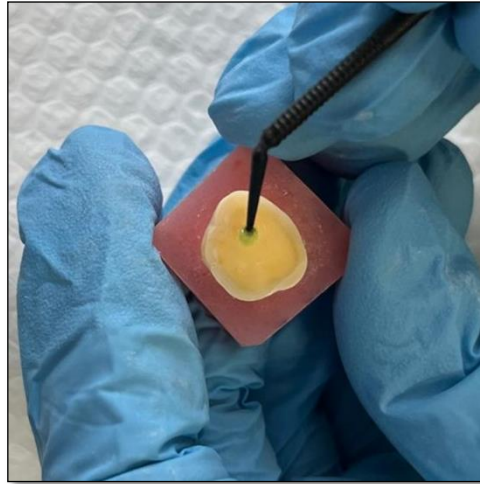
Şekil 3. 6: Çalışmada Kullanılan Polisaj Cihazı

Dışler kullanılan adeziv ajana göre 3 gruba ayrıldı (n=10). Kullanılacak adeziv ajanlar üretici firma talimatlarına göre dentin yüzeylerine aşağıda belirtildiği şekilde uygulandı (**Şekil 3.7**).

Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake, Okayama, Japonya); prepare dentin yüzeyine 20 sn boyunca primer uygulandı. Sonrasında hafif hava ile kurutuldu. Adeziv ajan uygulanıp tekrar hafif hava ile kurutuldu. 10 saniye ışık cihazı (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD, **Şekil 3.8**) ile polimerize edildi.

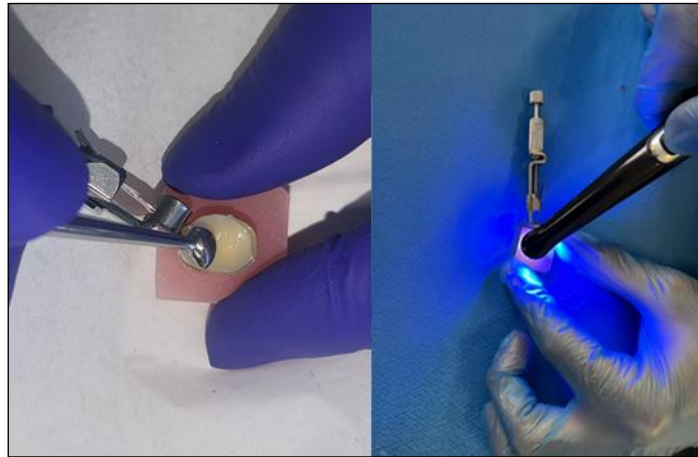
G2-Bond (GC, Tokyo, Japonya); prepare diş yüzeyine primer uygulanıp 10 saniye dokunmadan beklendi. Sonrasında maksimum hava basıncı ile 5 saniye kurutuldu. Adeziv ajan uygulanıp hafif hava ile 5 saniye kurutuldu. 10 saniye ışık cihazı ile polimerize edildi.

G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya); Adeziv ajan bir aplikatör yardımı ile prepare dentin yüzeyine 10 saniye boyunca uygulandı. 5 sn boyunca adeziv hareket etmeyene ve solvent tamamen buharlaşana kadar güçlü hava akımı ile kurutuldu. 10 saniye ışık cihazı ile polimerize edildi.

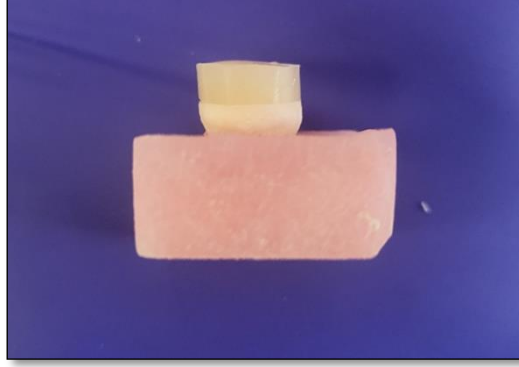


Şekil 3. 7: Adeziv Ajanın Uygulanması

Adeziv uygulaması sonrası kompozit kondenzasyonunu kolaylaştırmak amacıyla toflemire matriks sistemi örneklere yerleştirildi. Daha sonra örnek yüzeylerine nano-dolduruculu kompozit rezin (Solare-X, GC, Tokyo, Japonya) 2mm'lik tabakalar halinde yerleştirilerek ışık cihazı ile polimerize edildi (**Şekil 3.8 ve Şekil 3.9**). Adeziv ajanların ve kompozit rezinlerin polimerizasyonu için bir LED ışık cihazı kullanıldı (**Şekil 3.10**). Daha sonra örnekler kompozit polimerizasyonunu gerçekleştirmek amacıyla distile su içerisinde 24 saat boyunca 37°C'de etüvde bekletildi.



Şekil 3. 8 Kompozit Resin Uygulaması ve Polimerizasyonu



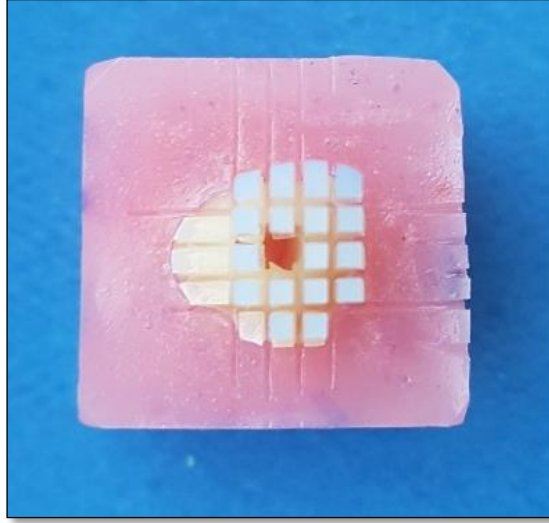
Şekil 3. 9 Kompozit Resin Uygulanmış Örnekler



Şekil 3. 10: Çalışmada Kullanılan Polimerizasyon Cihazı (Valo)

3.3.MİKRO GERİLİM BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

Örnekler su soğutması altında hassas kesme cihazı (Micracut 152, METKON) yardımı ile dişlerin merkez bölgesinden kompozit rezin-dentin bağlantısını içeren 9'ar adet 1mm^2 ($\pm 0.1\text{ mm}^2$) genişliğinde dikdörtgen prizma şeklinde çubuklar elde edildi. Elde edilen çubukların 6 adedi mikro gerilim bağlanma dayanımı testi için kullanıldı (Şekil 3.11). Diğer 3 adet çubuk örnek ise adeziv tabaka kalınlığını değerlendirilmesi için kullanıldı. Her bir kompozit rezin-dentin bağlı çubuğun enine kesit alanı dijital kumpas ile ölçüldü (Şekil 3.12).

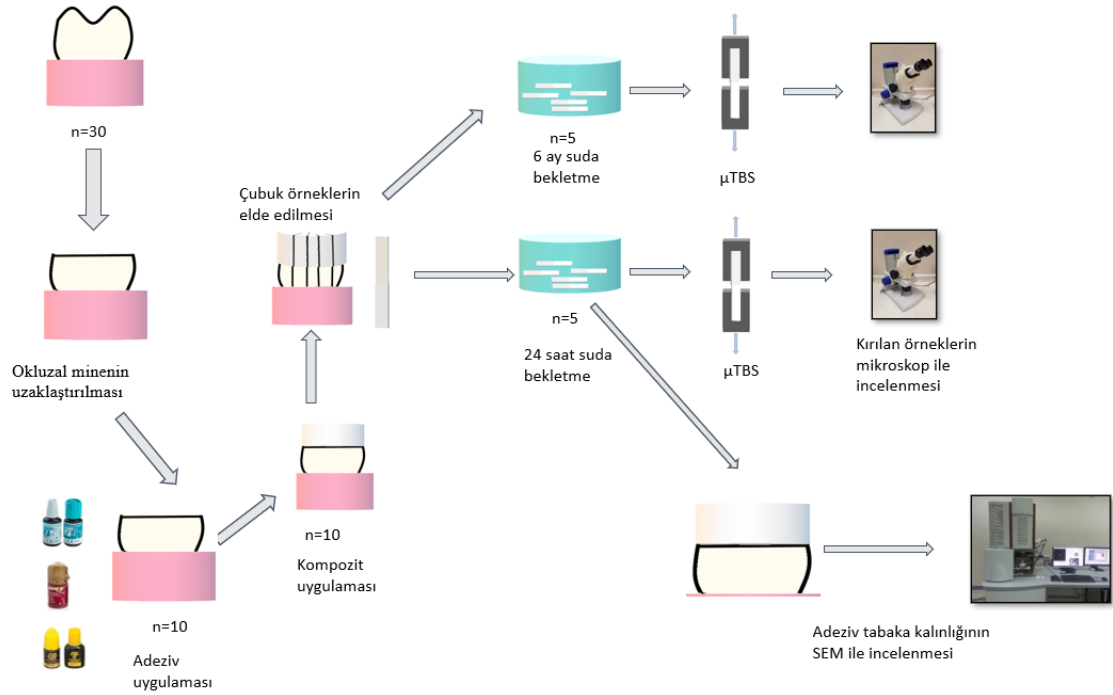


Şekil 3. 11 Kompozit ve Dentin'den Oluşan Çubukların Elde Edilmesi



Şekil 3. 12 Örneklerin Boyutlarının Ölçülmesi

Daha sonra çubuk örnekler yapay yaşlandırma işlemlerine göre hemen (24 saat) ve 6 ay suda bekletme olmak üzere iki alt gruba ($n=15$) ayrıldı. 6 aylık yaşlandırmaya tabi tutulan örnekler kontaminasyonu önlemek için %0,5 Kloramin-T içeren suda bekletildi ve solüsyon iki haftada bir değiştirildi (Armstrong ve ark., 2017). Çalışmanın şematik gösterimi **Şekil 3.13**'te gösterilmiştir.



Şekil 3. 13 Çalışma Gruplarının Şematik Gösterimi.

Her bir dikdörtgen prizması çubuk test aparatına yapıştırıcı yardımı ile sabitlenip universal test cihazına (Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) yerleştirildi (**Şekil 3.14** ve **Şekil 3.15**). Örnekler, hızı 1mm/dk olacak şekilde 500 N'luk çekme dayanımı testine tabi tutuldu. Kırılma anındaki çekme kuvveti her bir örneğin yüzey alanına bölünerek bağlanma dayanımı verileri Mpa cinsinden elde edildi. Her bir çubuk, kurumasını önlemek için su deposundan çıkarıldıktan sonra 5 dakika içinde test edilmiştir (AFM ve ark., 2019).



Şekil 3. 14 Örnek Çubukların Test Aparatına Yerleştirilmesi



Şekil 3. 15 Üniversal Test Cihazı

3.4.KIRILMA TİPİ ANALİZİ

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi ardından kırık örneklerin iki ucu stereo mikroskop (Stemi C-2000; Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılarak x10 büyütme ile incelendi (Şekil 3.16). Numunelerin dentin tarafındaki kırılmaları dikkate alındı ve adeziv başarısızlık, dentindeki koheziv başarısızlık, kompozit rezindeki koheziv başarısızlık ve miks başarısızlık olarak sınıflandırıldı (Cova ve ark., 2011).



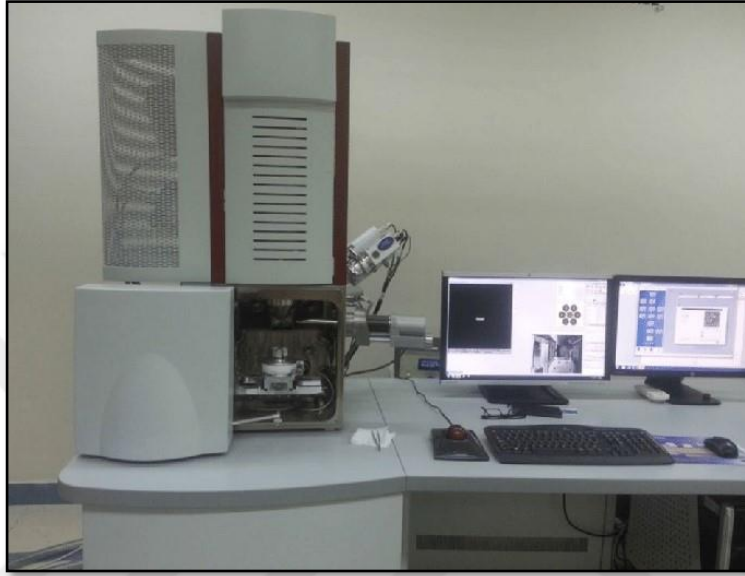
Şekil 3. 16 Stereomikroskop (Stemi 2000-C (ZEİSS))

Her bir grup içerisinde ortalama bağlanma değerlerine yakın 2 örneğin SEM görüntüleri alınarak değerlendirildi. Kırık yüzeylerin spesifik özellikleri $\times 500$ büyütmede SEM altında gözlemlendi.

3.5.ADEZİV TABAKA KALINLIĞININ SEM İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

SEM kullanılarak 10 kV hızlandırıcı voltajda adeziv tabaka kalınlığını gözlemlemek için her bir dişten 3 adet olacak şekilde grup başına toplam 30 dikdörtgen prizması çubuk kullanıldı. Çubukların iç yüzeyleri su altında SiC zımpara kâğıtları ile (600, 800 ve 1000 gritlik) ve ardından 6, 3 ve 1 μm elmas patlarla sırayla parlatıldı. Parlatma işleminden sonra numuneler ultrasonik bir cihazla temizlendi. Daha sonra oluşan smear tabakasını kaldırıp net bir görüntü elde etmek için örnek yüzeylerine 30 saniye boyunca %5'lik hidroklorik asit (HCl) ve 5 dakika boyunca %5,25 sodyum hipoklorit (NaOCl) çözeltisi sırayla uygulandı ve örnekler distile su ile yıkandı. Son olarak, numuneler 150 saniye boyunca Pt-Pd ile kaplandı ve daha sonra $5000\times$ büyütmede SEM ile gözlemlendi (**Şekil 3.17**). Standardizasyon amacıyla, adeziv tabaka

kalınlığı her bir çubuğun sol lateral, merkez ve sağ laterali olmak üzere üç ayrı noktasından İmage J programı kullanılarak μm cinsinden ölçüldü. Sol ve sağ lateral noktalar her bir çubuğun sol ve sağ kenarlarından sırasıyla 500 μm mezialde belirlendi. Her noktadan en az 3 ölçüm alındı ve bu değerlerin ortalaması o dilim için adeziv tabakanın kalınlığı olarak kabul edildi (Chowdhury ve ark., 2021).



Şekil 3. 17 SEM (Tescan Mira3)

3.6.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.26 paket programı (SPSS Inc, IBM Corp, IL, ABD) kullanılarak yapıldı. Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Verilerin normal dağılım (Kolmogorov-Shapiro–Wilk testi) ve homojenliği (Levene Testi) kontrol edilmiştir. Değişkenlere ait veriler Ortalama $\pm$ Standart Sapma şeklinde gösterilmiştir. Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde, bağımsız değişkenlerden her birinin bağımlı değişken üzerindeki etkisini test edebilmek ve etkileşim etkisini hesaplayabilmek iki-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post-hoc Tukey HSD testi kullanıldı. Adeziv tabakanın değerlendirilmesinde ise tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD kullanıldı. Hesaplanan değerler $p < 0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki için korelasyon testi yapıldı.

4.BULGULAR

4.1.MİKRO GERİLİM BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI

Yapılan mikro gerilim bağlanma dayanımı testinde, grupların her birinde 30 adet çubuk örnek olmak üzere, toplam 180 adet çubuk örnek değerlendirildi. Örneklerin hazırlanması ve bağlanma dayanımı test cihazına monte edilmesi sırasında test öncesi başarısızlık yaşanmadı.

İki yönlü varyans analizi ile bağlanma dayanımı üzerine adeziv ajan, yaşlandırma işlemi ve bunların etkileşimleri incelendi (**Tablo 4.1**). Bu sonuca göre kullanılan adeziv ajanların bağlanma dayanımı üzerinde önemli etkisi görülürken ($p<0,05$), suda bekletme ile yapılan yaşlandırma işleminin anlamlı bir etkisi görülmedi ($p>0,05$). Adeziv ajan ve yaşlandırma işleminin etkileşimleri de anlamlı değildir ($p>0,05$).

Tablo 4. 1: Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları açısından gruplar arası iki yönlü varyans analizi sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p	Parsiyel Eta Kare
Adeziv Ajan	11131,178	2	5565,589	53,922	<0,001	0,383
Yaşlandırma	6,932	1	6,932	0,067	0,796	0,000
Adeziv Ajan * Yaşlandırma	112,263	2	56,131	0,544	0,582	0,006
$R^2 = ,385$						

Çalışmada kullanılan adeziv ajanların yaşlandırma öncesi ve sonrası mikro gerilim bağlanma dayanımı testi verileri ortalama (MPa) $\pm$ standart sapma değerleri olarak **Tablo 4.2**'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2: Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları

Adeziv Ajan	Bağlanma Dayanımı Ortalama $\pm$ Standart Sapma (MPa)		p
	Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	
Clearfil SE Bond	43,36 $\pm$ 12,33 ^(b)	44,28 $\pm$ 9,92 ^(b)	0,725
G2 Bond Universal	37,99 $\pm$ 11,53 ^(b)	39,99 $\pm$ 11,21 ^(b)	0,445
G-Premio Bond	26,13 $\pm$ 6,72 ^(a)	24,38 $\pm$ 8,08 ^(a)	0,505

*Üst simge olarak gösterilen farklı küçük harfler sütun içerisinde anlamlı farklılığı ifade eder ($p < 0.05$).

Yaşlandırma öncesi gruplar arasında en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanımı değeri Clearfil SE Bond grubunda görülmüştür. Clearfil SE Bond ile G2 Bond Universal arasında anlamlı fark izlenmedi ($p > 0,05$). G-Premio Bond grubunda anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımı izlendi ($p < 0,05$).

Yaşlandırma sonrası gruplar arasında en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanımı değeri Clearfil SE Bond grubunda görülmüştür. Clearfil SE Bond ile G2 Bond Universal arasında anlamlı fark izlenmedi ($p > 0,05$). G-Premio Bond grubunda anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımı izlendi ($p < 0,05$).

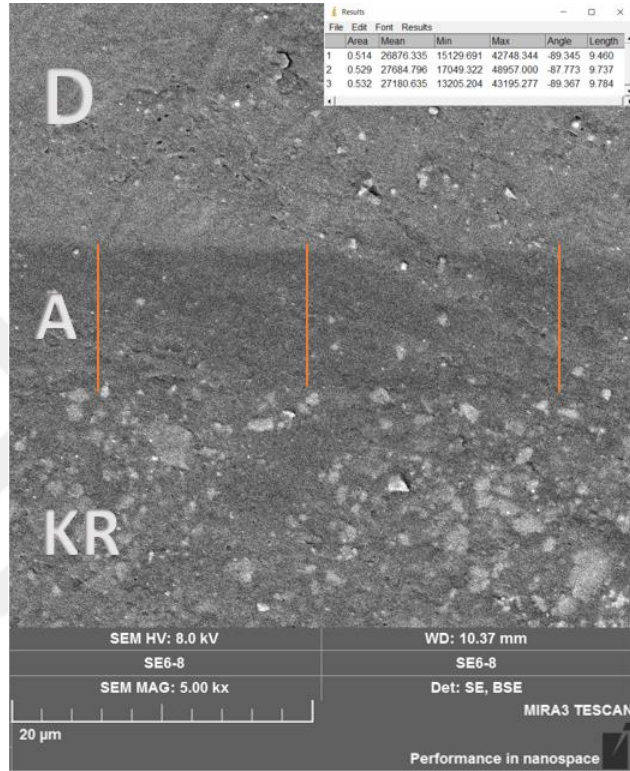
4.2.ADEZİV TABAKA KALINLIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmada değerlendirilen grupların adeziv tabaka kalınlıkları SEM cihazı ile 5000x büyütme altında incelenmiş ve örnek görüntüler **Şekil 4.1/2/3**'de gösterilmiştir. Elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri **Tablo 4,3**'de gösterilmiştir.

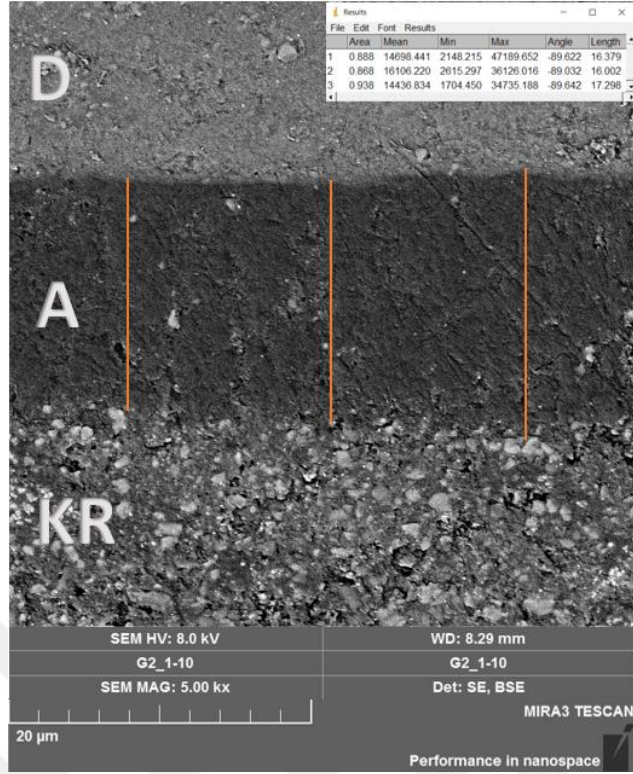
Tablo 4. 3: Test edilen örneklerin adeziv tabaka kalınlıkları

	Clearfil SE Bond	G2 Bond Universal	G-Premio Bond	Test İstatistiği	p
Adeziv Tabaka Kalınlığı	8,02 $\pm$ 5,31 ^a	14,39 $\pm$ 6,76 ^b	4,5 $\pm$ 1,64 ^c	115,197	<0,001

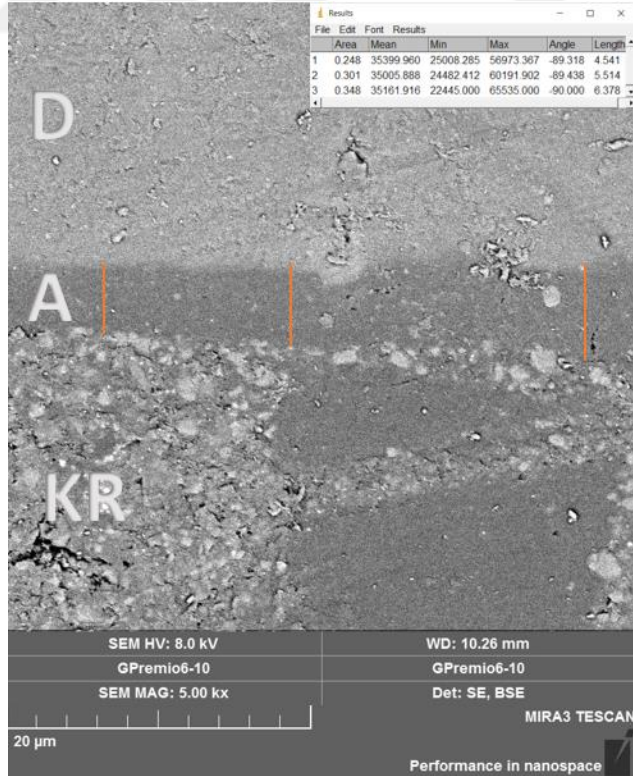
Adeziv tabaka kalınlığı sırasıyla en düşükten yükseğe doğru G-Premio Bond ($4,5 \pm 1,64$), Clearfil SE Bond ($8,02 \pm 5,31$), G2 Bond Universal ($14,39 \pm 6,76$) şeklinde sıralandı. Tüm gruplar arasında adeziv tabaka kalınlıkları anlamlı olarak farklıdır ($<0,05$).



Şekil 4. 1: SE Bond grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme). KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.



Şekil 4. 2: G2 Bond Universal grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme).
KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.



Şekil 4. 3: G-Premio Bond grubuna ait adeziv tabaka SEM görüntüsü (5000X büyütme).
KR=kompozit rezin, A=adeziv ajan, D=dentin şeklinde ifade edilmiştir.

4.3. ADEZİV TABAKA KALINLIĞI VE BAĞLANMA DAYANIMI ARASINDAKİ KORELASYONUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasındaki korelasyon ilişkisi **Tablo 4.4**'te gösterilmiştir.

Tablo 4. 4: Adeziv tabaka kalınlığıyla bağlanma dayanımı arasındaki korelasyon

Grup		Yaşlandırma Öncesi Bağlanma Dayanımı	Yaşlandırma Sonrası Bağlanma Dayanımı
G2	Adeziv kalınlığı	r	0,421
		p	0,225
		n	10
G- Premio	Adeziv kalınlığı	r	-0,465
		p	0,175
		n	10
SE	Adeziv kalınlığı	r	-0,235
		p	0,514
		n	10

SE Bond grubunun yaşlandırma öncesi bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile negatif yönlü zayıf korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=-0,235$; $p=0,514$)

SE Bond grubunun yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile negatif yönlü çok kuvvetli korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=-0,908$; $p<0,001$)

G2 Bond Universal grubunun yaşlandırma öncesi bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile orta düzeyde korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=0,421$; $p=0,225$)

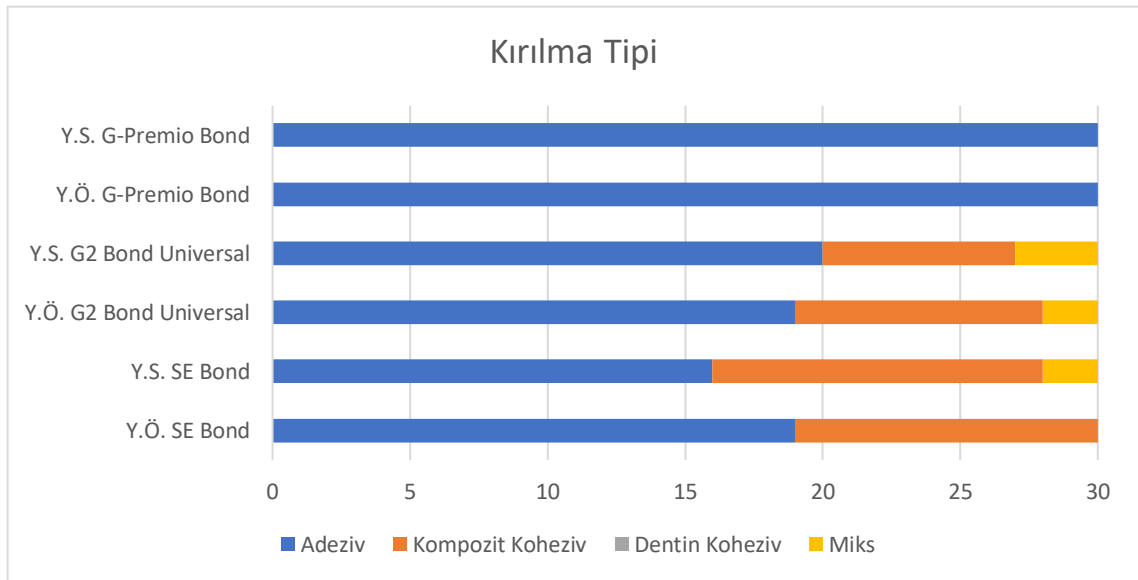
G2 Bond Universal grubunun yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile negatif yönlü orta düzeyde korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=-0,493$; $p=0,148$)

G-Premio Bond grubunun yaşlandırma öncesi bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile negatif yönlü orta düzeyde korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=-0,465$; $p=0,175$)

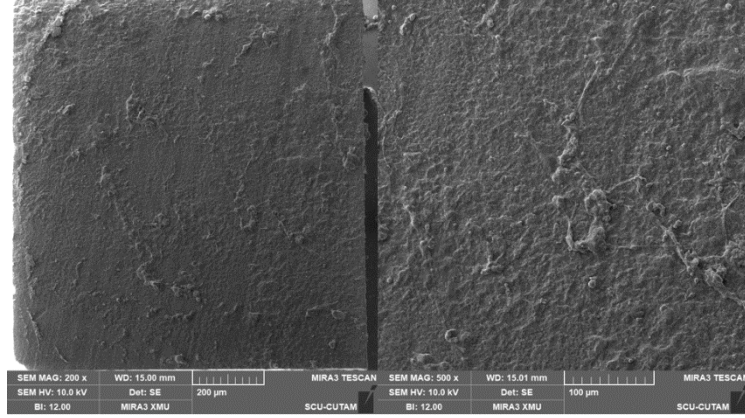
G-Premio Bond grubunun yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin adeziv tabaka kalınlığı ile orta düzeyde korelasyon ilişkisi olduğu görülmüştür. ($r=0,293$; $p=0,411$)

4.4. KIRILMA TİPİ ANALİZİ

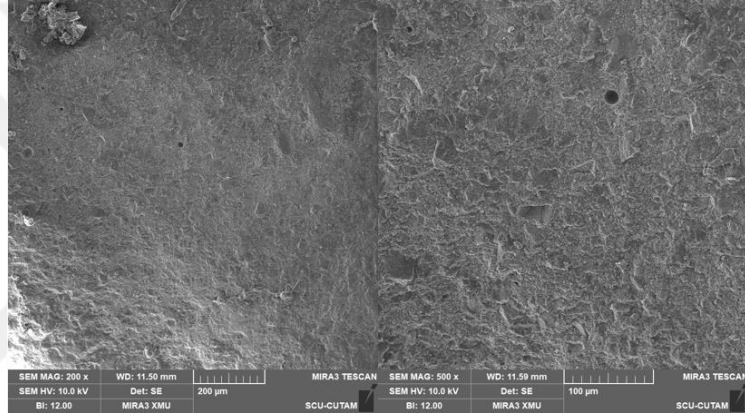
Mikro gerilim bağlanma dayanımı testinin ardından kırık örneklerin iki ucu stereo mikroskop (Stemi C-2000; Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılarak x10 büyütme ile incelendi (Şekil 4.4). G-Premio Bond grubunda bütün kırıklar adeziv ara yüzünden olmuştur. G2 Bond Universal grubunda 39 örnekte adeziv kırık, 16 örnekte kompozit içerisinde koheziv kırık, 5 örnekte de miks kırık oluşmuştur. SE Bond grubunda ise 35 örnekte adeziv kırık, 23 örnekte kompozit içerisinde koheziv kırık, 2 örnekte de miks kırık oluşmuştur. Her kırık tipinden iki örnek SEM ile 200x ve 500x büyütme ile görüntülendi (Şekil 4.5/6/7).



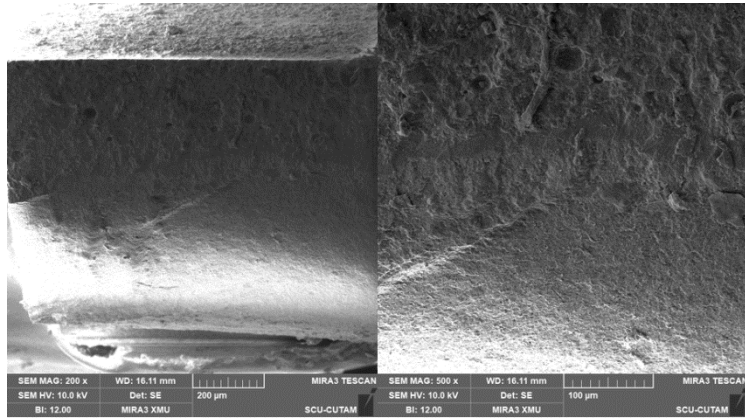
Şekil 4. 4: Örneklerin kırılma tiplerine göre dağılımı



Şekil 4. 5: Adeziv tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri



Şekil 4. 6: Koheziv tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri



Şekil 4. 7: Miks tipte kırılmanın 200x ve 500x büyütme görüntüleri

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının sonucunda; ‘Yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımı üzerinde etkisi yoktur.’ ve ‘Adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasında korelasyon yoktur.’ şeklinde kurulan hipotezler kabul edilmiştir. ‘Test edilen adeziv ajanların bağlanma dayanımı üzerinde etkisi yoktur.’ ve ‘Test edilen adeziv ajanların adeziv tabaka kalınlıkları arasında fark yoktur’ şeklinde kurulan hipotezler reddedilmiştir. Çünkü gruplar arasında anlamlı farklılık görülmüştür.

Adeziv ajanların bağlanma dayanımları laboratuvar ve klinik çalışmalar olmak üzere iki farklı yolla değerlendirilmektedir. Klinik çalışmalarda hasta takibinin zorluğu, sonuçların uzun sürede elde edilmesi ve maliyetlerin yüksek olması nedenlerinden dolayı in vitro testler çokça tercih edilmektedir (Moll ve ark., 2004; Nikaido ve ark., 2002; Tang ve ark., 2024; Tichy ve ark., 2021). Ayrıca, klinik araştırmalarda bireysel faktörlerden dolayı başarısızlık nedenini belirlemek ve standardizasyonu sağlamak daha zordur (Perdigão, 2010; Van Meerbeek ve ark., 2003). Bu nedenlerden dolayı, bu tez çalışması in vitro koşullarda yürütülmüştür.

Günümüzde estetik diş hekimliği ve minimal invaziv tedavilerin önem kazanması ile rezin içerikli materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Adeziv sistemlerin geliştirilmesi ile rezin içerikli materyallerin diş dokularına olan bağlantısında daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Carrilho ve ark., 2019; Sebold ve ark., 2021). Etkili bir adezyon, mikrosızıntı, hassasiyet ve sekonder çürük oluşumunun azalması, retansiyonun artması açısından kritik bir öneme sahiptir (Van Meerbeek ve ark., 1998). Adeziv uygulamaları daha pratik hale getirme ve aşamaları azaltma çabaları, yeni nesil adeziv sistemlerin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır (Eren, 2006). Günümüz diş hekimliğinde üreticiler tarafından hem self-etch hem de total-etch modunda kullanılabilen, “üniversal” olarak tanımlanan yeni nesil adeziv sistemler üretilmiştir (Wagner ve ark., 2014). Multi-mode olarak kullanılabilmeleri, farklı materyallere güçlü bir şekilde bağlanabilmeleri ve klinik kullanım kolaylıklarından dolayı son dönemlerde sıkça tercih edilmektedir. Literatür taraması yapıldığında universal adezivlerle ilgili yapılan çokça çalışma vardır (Chowdhury ve ark., 2021; Marchesi ve ark., 2014; Muñoz ve ark., 2013; Perdigão ve ark., 2014; Tang, Ahmed, ve ark., 2023). Bu çalışmaların bir

kısımında, üniversal adezivlerin özelliklerini geliştirmek için yeni ürünler test edilmektedir (Koohepeima ve ark., 2022; Takamizawa ve ark., 2023). Bu ürünlerden biri de piyasaya yeni sürülen iki şişeli üniversal adeziv olan G2-Bond Üniversal'dir (GC, 2024). Bu adeziv ile yapılan çalışma sayısı oldukça sınırlıdır (Jäggi ve ark., 2024; Tsujimoto ve ark., 2022). SE Bond yapılan çalışmalarda self-etch sistemlerde kullanılan altın standart adezivdir (Tuncer ve ark., 2015). G-Premio Bond ise aynı üretici firmanın benzer içeriklere sahip olan tek şişeli üniversal adezividir (GC, 2024). Bu bilgilerden yola çıkarak; bu çalışmada G2-Bond Üniversal'in dentine bağlanma dayanımı ve adeziv tabaka kalınlığının, kullanılan diğer adeziv ajanlar ile karşılaştırılması istenmiştir.

Adezivlerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi için kullanılan birçok test yöntemi vardır (Ayaz ve ark., 2011; Elmas ve ark., 2021). Kompozit ile dentin dokusu arasındaki adeziv bağlanmanın incelendiği çalışmalarda çoğunlukla mikro gerilim bağlanma dayanımı testi tercih edilmektedir (De Munck ve ark., 2005; Şirinsükan ve ark., 2022; Yamanaka ve ark., 2021). Mikro gerilim testinin, bir diştten birden fazla çubuk örnek elde edilebilmesi, dentin adeziv ara yüzündeki stres dağılımının homojen olması, dişin farklı bölgelerindeki bağlanma dayanımlarının ölçülebilmesi gibi avantajları vardır (Chieffi ve ark., 2006). Bu sebeplerden dolayı bu tez çalışmasında, bağlanma dayanımı testleri için mikro gerilim testi tercih edilmiştir. Armstrong ve ark. hazırladıkları mikro gerilim bağlanma dayanımı testi kılavuzunda, her diştten en az 8-16 numune elde edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (Armstrong ve ark., 2017). Bu çalışmada her diştten 1mm²'lik 9 adet numune elde edilmiştir.

Çalışmalarda test edilecek olan dişlerin solüsyon içinde saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaç için timol, etanol, formalin, serum fizyolojik ve distile su gibi farklı solüsyonların kullanımı önerilmiştir (GÖKAY ve ark., 1998; Retief, 1991). Bağlanma dayanımı testlerinde kullanılacak dişlerin, çekim sonrası solüsyonda bekletilme süresi önemlidir. Uzun süre bekletilen dişlerin dentin proteinlerinin dejeneratif değişikliğe uğradığı ve bu nedenle bağlanma dayanımı testlerinde 6 aydan fazla bekletilmiş dişlerin kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (ISO, 2003). Bu çalışmada kullanılan dişler en fazla 6 ay süreyle distile suda bekletilmiştir.

İn vitro çalışmalarda insan dişleri kullanıldığı gibi sığır dişleri de tercih edilmektedir (Burrow, Sano, ve ark., 1996; Saito ve ark., 2020). Ancak Lopes ve ark.

yaptıkları çalışmada sığır dişlerinin intertübüler dentin yapısının daha poröz yapıda olduğunu bildirmişlerdir (Lopes ve ark., 2003). FT-Raman spektroskopisi kullanılarak yapılan başka bir çalışmada ise, insan ve sığır dişlerinin incelenmesi sonucunda, dentinin organik ve inorganik yapıları arasında farklılıklar olduğu ifade edilmiştir (Soares ve ark., 2013). Bu tez çalışmasında, mikro gerilim bağlanma dayanımı testleri için Armstrong ve ark.'nın (Armstrong ve ark., 2017) yayınladıkları kılavuz dikkate alınarak çekilmiş insan dişleri seçilmiştir. Ayrıca bağlantı dayanımı testinde yeterli sayıda çubuk örnek elde edebilmek için bu tez çalışmasında alt molar dişler tercih edilmiştir.

Dentinin kimyasal içeriği ve histolojik yapısı da adezivlerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerdendir. Yapılan çalışmalar, derin dentindeki bağlanma dayanımı değerlerinin, yüzeyel dentine kıyasla daha düşük olduğunu ortaya koymuştur (Pegado ve ark., 2010; Perinka ve ark., 1992; Wang ve ark., 2006). Bu durumun nedeni, dentin derinliği arttıkça, dentin tübüllerinin çapı ve sayısının artmasına bağlı olarak bağlanılabilen dentin miktarının azalması olarak açıklanmaktadır (Prati & Pashley, 1992; Reis ve ark., 2003; Suzuki & Finger, 1988). Bu tez çalışmasında, dentin derinliğinin bağlanma dayanımına etkisini standardize edebilmek için, dişlerin oklüzal 1/3'lük kısmı uzaklaştırılarak dentin yüzeyi açığa çıkarılmıştır.

Üniversal adezivler total-etch modunda uygulandığı zaman, asitleme işlemi ile dentindeki hidroksiapatit uzaklaştırılmaktadır. Dentindeki hidroksiapatit miktarı azaldığından adezivin hidroksiapatitle yapacağı kimyasal bağlanma olumsuz etkilenir (Perdigão & Loguercio, 2014). Yapılan çalışmalarda üniversal adezivlerin dentinde self-etch modunda kullanılması önerilmektedir (Marchesi ve ark., 2014; Perdigão & Loguercio, 2014). Bu nedenle çalışmada kullanılan üniversal adezivler dentinde self-etch modunda kullanılmıştır.

Adeziv sistemlerin yapısında, rezin monomerler, doldurucu partiküller, reaksiyon başlatıcılar, inhibitörler ve çeşitli spesifik maddeler yer alır. Resin monomerler, polimerizasyon sonrası, matriks oluşturarak bir iskelet görevi görmektedir. Bu sebeple, monomerler adeziv sistemlerin en önemli bileşenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Van Landuyt ve ark., 2007). Birçok üniversal adeziv ıslatıcı görevi gören mono fonksiyonel monomer HEMA'yı içerir. Düşük moleküler ağırlıklı küçük bir

monomer olan HEMA iyi bir difüzyon aracıdır. Ayrıca diğer fonksiyonel monomerler için yardımcı çözücü görevi görür. Ünsal adezivler gibi hidroforik ve hidrofilik bileşenlerin bir arada bulunduğu tek aşamalı sistemlerde faz ayrımını önlemeye yardımcı olur (Van Meerbeek ve ark., 2020) Bununla birlikte, HEMA'nın içinde bulunduğu adezivleri su kontaminasyonuna karşı daha duyarlı hale getirdiğine dair pek çok çalışma vardır (Fabre ve ark., 2007; Nacak ve ark., 2018; Thonemann ve ark., 1997; Van Landuyt ve ark., 2007; Van Meerbeek ve ark., 2020). Su emilimi sonucunda adeziv tabakayı hidrolitik bozunmaya yatkın hale getirdiğinden, HEMA için alternatif monomerler denenmekte ve yeni ünsal adeziv formülasyonları geliştirilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2020). HEMA'nın bu özelliklerinden dolayı; bu tez çalışmasında, HEMA içeren SE Bond ile içeriğinde HEMA bulunmayan G-Premio Bond ve G2 Bond Ünsal'in dentine bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır.

Örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra alınan bağlanma dayanımı sonuçları, hemen ardından yapılan testlere göre daha yüksek değerler vermiştir. Bu nedenle testler örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra gerçekleştirilmektedir (Altay & Akça, 2002). Dental restorasyonların doğal yaşlanma sürecini taklit etmek amacıyla, adeziv uygulanmış örneklerin suda bekletilmesi, laboratuvar ortamında klinik koşulların taklit edilebilmesi için önerilmektedir (Abdalla ve ark., 2007; Amaral ve ark., 2008). ISO standartlarına göre suda bekletme süreleri kısa süreli 1 aydan az, orta süreli 1-6 ay arası, uzun süreli ise 6 ay veya daha uzun zaman aralıklarını içermektedir (ISO, 2015). Bu tez çalışmasında kullanılan adeziv ajanların 24 saat ve 6 ay suda bekletme sonrasındaki dentine bağlanma dayanımı sonuçları değerlendirilmiştir.

Tang ve ark. (Tang, Ahmed, ve ark., 2023) yapmış oldukları çalışmada; G2 Bond Ünsal, Clearfil SE Bond ve G-Premio Bond'un self etch modunda dentine bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda G2 Bond Ünsal ile SE Bond'un benzer bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği, G-Premio Bond'un ise anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği görülmüştür. Bu tez çalışmasında da G-Premio Bond'un bağlanma dayanımı değerleri, diğer iki adezivden anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur. Bağlanma dayanımının düşük görülmesinin birden fazla sebebi vardır (Chowdhury ve ark., 2021; Takamizawa ve ark., 2021). Bu sebeplerden biri adeziv ajanların içerisinde bulunan Bis-GMA monomeri olabilir. Bis-

GMA polimerizasyon sırasında çapraz bağ oluşturarak adezivin fiziksel özelliklerini iyileştirerek bağlanma dayanımını artırır (Asmussen & Peutzfeldt, 1998). Bu tez çalışmasında kullanılan G2 Bond Universal ve SE Bond Bis-GMA içerirken, G-Premio Bond içermemektedir. Bu farklılık bağlanma dayanımını etkilemiş olabilir.

Günümüzde kullanılan adeziv sistemler genellikle aseton, etanol ve su gibi çözücüler ile bunların kombinasyonlarından oluşan hidrofilik ve hidrofobik resin monomerler içerirler (Van Landuyt ve ark., 2005). Polimerizasyon öncesinde, adeziv tabakadan çözücülerin ve suyun uzaklaştırılması bağlanma dayanımı açısından son derece önemlidir (Cho & Dickens, 2004). G-Premio Bond'un içinde solvent olarak aseton ve su bulunmaktadır. G-Premio Bond'un uygulama süresi içinde aseton hızla buharlaşarak geride su bırakır. Fazla kalan su tamamlanmamış polimerizasyona neden olur. Bu da zayıf bir ara yüz ve erken dönem bağlanma dayanımı başarısızlığı ile sonuçlanır. Bu tez çalışmasında kullanılan SE Bond etanol içerirken, G2 Bond Universal ve G-Premio Bond çözücü olarak aseton içerir. Bu durum SE Bond'un, kullanılan diğer adezivlerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesinin sebebi olabilir (Alex, 2015; Saikaew ve ark., 2016; Yiu ve ark., 2005). Ancak yapılan birkaç çalışmada, G-Premio Bond'un bağlanma dayanımı değerlerinin kullanılan diğer adezivlerden daha yüksek olduğu görülmüştür (Jafarnia ve ark., 2022; Şirinsükan ve ark., 2022). Bu bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarından farklı değerler göstermiştir. Bu sonuçlar arasındaki farklılıklar, kullanılan test yöntemleri (mikro makaslama, mikro gerilim) ve uygulanan adezivler (iBond Universal, All Bond Universal, Clearfil Universal) gibi çeşitli faktörlere bağlı olabilir. G-Premio Bond'un bağlanma dayanımının düşük olmasının bir başka nedeni ise adeziv tabaka kalınlığının diğer adezivlere göre düşük olması olabilir. Adeziv tabakanın ince olması daha az stres absorpsiyonuna sebep olur ve adezyonu olumsuz etkiler (Tang ve ark., 2024). Bu durum daha düşük bağlanma dayanımı değerleri ile sonuçlanmasına neden olur.

Tichy ve ark. (Tichy ve ark., 2021) yapmış oldukları bir çalışmada, G2 Bond Universal ve Clearfil SE Bond'un dentine bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda iki adezivin bağlanma dayanımı değerlerinin birbirine çok yakın olduğunu ve aralarında anlamlı farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir. Takamizawa ve ark. (Takamizawa ve ark., 2023) ise yapmış oldukları çalışmada SE Bond'un bağlanma

dayanımının en yüksek olduğunu ancak G2 Bond Universal'in de ona yakın sonuçlar verdiğini ve aralarında anlamlı farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir. Literatürde benzer sonuçların belirtildiği pek çok çalışma vardır (Takamizawa ve ark., 2021; Tang, Mercelis, ve ark., 2023). Bu tez çalışmasında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da SE Bond'un bağlanma dayanımı G2 Bond Universal'den daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun nedeni, SE Bond'un formülü açıklanmayan yeni foto başlatıcısı olabilir. G2 Bond Universal de dahil olmak üzere adeziv sistemlerde foto başlatıcı olarak çoğunlukla kamforokinon (CQ) kullanılmaktadır (GC, 2024; Sakaguchi & Powers, 2012). SE Bond'da ise hem CQ hem de "Entegre Foto başlatıcı" olarak tanımlanan yeni foto başlatıcı birlikte kullanılmaktadır. Formülü açıklanmayan bu foto başlatıcı, monomerlerin dönüşüm derecesini iyileştirir, adezivin mekanik özelliklerini geliştirir ve daha yüksek bağlanma kuvvetleri sağlar (Kuraray, 2024; Sato ve ark., 2017).

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre 6 aylık suda bekletme sonucunda SE Bond ve G2 Bond Universal'in bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı, G-Premio Bond'un ise değerlerinin azaldığı görülmüştür. Ancak bu farklılık anlamlı değildir. Literatürde yaşlandırmanın bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği pek çok çalışma vardır (Chowdhury ve ark., 2021; Sacramento ve ark., 2013; Takamizawa ve ark., 2023; Tichy ve ark., 2021; Yamanaka ve ark., 2021). Sacramento ve ark. farklı adeziv ajanlar ile yaptıkları çalışmada, 90 gün boyunca suda bekletilen örneklerde bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı olarak azaldığını belirtmişlerdir (Sacramento ve ark., 2013). Takamizawa ve ark. (Takamizawa ve ark., 2023) ise, suda bekletme ile yaşlandırma sonrasında, SE Bond ve G2 Bond Universal'in bağlanma dayanımı değerlerinin arttığını ancak bu etkinin anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Tichy ve ark. (Tichy ve ark., 2021) yaptıkları çalışmada; 6 aylık suda bekletme ile yaşlandırma sonucunda SE Bond'un bağlanma dayanımının arttığı ($p>0,05$), G2 Bond Universal'in ise bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür ($p>0,05$). Yapılan bazı çalışmalarda ise, SE Bond'un 1 yıllık suda bekletme sonrasında bağlanma dayanımının anlamlı düzeyde azaldığını bildirilmiştir (Toledano ve ark., 2007; Tuncer ve ark., 2015). Bağlanma dayanımındaki bu azalmanın, HEMA'nın su emilimiyle ilgili olabileceği söylenmiştir (Takahashi ve ark., 2011). Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre 6 aylık yaşlandırmadan sonra istatistiksel olarak anlamlı olmasa da SE Bond ve G2 Bond Universal'in bağlanma dayanımları artmış ($p>0,05$), G-Premio Bond'unki ise azalmıştır ($p>0,05$). HEMA

çözücü olarak adezivlerin içeriğine eklenen hidrofilik bir monomerdir. Ancak hidrofilik özelliğinden dolayı, içinde bulunduğu adezivleri su kontaminasyonuna karşı duyarlı hale getirerek bağlanma dayanımının azalmasına neden olur (Van Meerbeek ve ark., 2020). HEMA içermeyen self-etch adezivler, su emme miktarının azaltılmasıyla bağlanma başarısının daha uzun vadede, yüksek ve istikrarlı seyretmesi beklentisiyle üretilmiştir. Ancak adezivlerde HEMA'nın bulunmaması hidrofobik ve hidrofilik monomerler arasında faz ayrımının meydana gelmesini kolaylaştırmaktadır (Van Landuyt, Snauwaert, ve ark., 2008; Van Meerbeek ve ark., 2005). Nacak ve ark. (Nacak ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada HEMA içeren ve içermeyen adezivlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve HEMA içermeyen adezivin bağlanma dayanımı değerinin anlamlı düzeyde düşük olduğunu bulmuşlardır. Neto ve ark. (Araújo-Neto ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada ise HEMA yerine Gliserol Dimetakrilat (GDMA)'ın kullanıldığı adezivleri test etmişlerdir. Yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlanma dayanımlarının HEMA içermeyen adezivde anlamlı düzeyde daha yüksek çıktığını bulmuşlardır. Silva ve ark. (da Silva ve ark., 2018) HEMA içeren ve içermeyen adezivlerin bağlanma dayanımlarının test edildiği 22 çalışmayı değerlendirmişler. Bu çalışmanın sonucunda ise HEMA içeren ve içermeyen adeziv sistemlerinin klinik performansları arasında anlamlı bir istatistiksel fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Yapılan çalışma sonuçları arasında; farklı adezivler kullanılması, bu adezivlerin içeriklerinin farklı olması ve çıkarılan HEMA'nın yerine kullanılan monomerlerin etkisi nedeniyle farklılıklar olabilmektedir. Bu tez çalışmasının sonucunda SE Bond ve G2 Bond Universal'in değerlerinin artması ama G-Premio Bond'un azalmasının nedeni tek aşamalı adezivlerde hidrofilik primer aşaması ile hidrofobik bonding aşamasının birleştirilmiş olması olabilir. Hidrofobik tabaka mikrosızıntıyı engelleyerek adezivin dentine bağlanma dayanımını artırabilir.

10-MDP dentindeki hidroksiapatitin Ca'una kimyasal olarak bağlanarak güçlü bir adezyon oluşmasını sağlar (Van Meerbeek ve ark., 2011; Yoshida ve ark., 2004). Ayrıca amfifilik (hem hidrofilik, hem hidrofobik) bir monomerdir (Van Landuyt, Yoshida, ve ark., 2008). Bu özelliği sayesinde adeziv tabakayı hidrolitik yıkıma karşı korur (Van Meerbeek ve ark., 2011). Bu tez çalışmasında kullanılan adezivlerin hepsinin içeriğinde 10-MDP bulunmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı 10-MDP bu tez çalışmasında, yaşlandırma öncesi ve sonrası dentine bağlanma dayanımında anlamlı

değişiklik olmamasına neden olmuş olabilir. Ancak çalışmada kullanılan adezivlerin hepsinde 10-MDP bulunmasına rağmen, farklı sonuçlar bulunmuştur. Bu durum, 10-MDP'nin elde edilme yöntemi, yoğunluğu, saflığı ve adeziv sistemlerin içerdiği diğer bileşenlerden kaynaklanıyor olabilir. Bu da elde ettiğimiz sonuçları destekler niteliktedir.

Adeziv tabakanın kalınlığı ve homojenliği, adezyon mekanizmasında önemli bir rol almaktadır (Chowdhury ve ark., 2021). Çalışmada G-Premio Bond'un ($4,5 \pm 1,64 \mu\text{m}$) adeziv tabaka kalınlığı diğer iki adezivden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bu durumun nedeni tek aşamalı universal adezivlerin yüksek çözücü oranları nedeniyle daha ince bir adeziv tabaka oluşturmaları veya üretici talimatında şiddetli hava ile kurutmanın önerilmesi olabilir. Bu sonuçlara benzer şekilde, yapılan çalışmalarda tek aşamalı universal adezivlerin, iki aşamalıya göre daha düşük adeziv tabaka kalınlığı oluşturduğu görülmüştür (Ahmed ve ark., 2019; Chowdhury ve ark., 2021; Yao ve ark., 2020). İki aşamalı adezivlerin tabaka kalınlıklarının G-Premio Bond'dan yüksek çıkmasının sebebi, bonding uygulamasından önce yapılan primer uygulamasının rezinin infiltrasyon derinliğini artırması olabilir (Nakabayashi ve ark., 1982; Van Meerbeek ve ark., 2020).

G2 Bond Universal'in ($14,39 \pm 6,76 \mu\text{m}$) adeziv kalınlığı SE Bond'dan ($8,02 \pm 5,31 \mu\text{m}$) ve G-Premio Bond'dan ($4,5 \pm 1,64 \mu\text{m}$) anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Takamizawa ve ark. (Takamizawa ve ark., 2021) yaptıkları çalışmada farklı uygulama teknikleri kullanılmış ve hepsinde G2 Bond Universal'in en kalın adeziv tabakaya sahip olduğu görülmüştür. G2 Bond Universal hidrofilik monomer olan HEMA'yı içermemesi, yüksek hidrofobik özelliğe sahip bir monomer olan UDMA'yı içermesi sayesinde yüksek hidrofobik bir yapıya sahiptir (GC, 2024). Genel olarak, daha hidrofobik adezivler, yüksek viskoziteye ve düşük ıslatabilirliğe sahiptirler (Katsuki ve ark., 2022). Bu durum G2 Bond Universal'in adeziv tabaka kalınlığının yüksek olmasına sebep olabilir. Adeziv tabakanın kalınlığı adezivin uygulanma miktarına, hava ile kurutmanın süresine ve şiddetine, hava-su spreyinin dişe olan mesafesine bağlı olabilir ve havayı "hafif" ya da "güçlü" olarak standartlaştırmak zordur. Bu durum farklı çalışmalarda yapılan adeziv tabaka kalınlığı ölçümlerinin

birbirinden farklı sonuçlar vermesini açıklar (Chowdhury ve ark., 2021; Kharouf ve ark., 2021; Takamizawa ve ark., 2021).

Yapılan çalışmalar adeziv tabaka kalınlığının, adeziv rezinlerin uzun dönem bağlanma başarısını etkilediğini ortaya koymuştur (Anchieta ve ark., 2011; Chowdhury ve ark., 2021; Van Meerbeek ve ark., 2003). Bununla birlikte, adezivin ideal film kalınlığına ilişkin kesin veriler yoktur. Ancak, ince bir adeziv tabakanın stres emme potansiyeli daha düşüktür. Tang ve ark. (Tang ve ark., 2024) yaptıkları çalışmada çok ince ve çok kalın adeziv tabakanın düşük bağlanma dayanımına neden olduğunu belirtmişlerdir. Kharouf ve ark. (Kharouf ve ark., 2021) çalışmalarında kullandıkları farklı universal adezivlerin, adeziv tabaka kalınlıkları ile bağlanma dayanımları arasında pozitif bir ilişki bulmuşlardır. Daha kalın adeziv tabakanın, daha esnek bir katman oluşturduğunu ve bunun da adezyonu olumlu etkilediğini belirten çalışmalar vardır (Ausiello ve ark., 2001; Choi ve ark., 2000). Bu tez çalışmasında kullanılan adezivlerin, adeziv tabaka kalınlıkları ile bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Adezivlerin bağlanma dayanımlarını etkileyen pek çok faktör vardır. Adezivlerin içeklerinin farklı olması, dentini asitleme güçlerinin ve dentin tübüllerine infiltrasyon derinliklerinin farklı olması adeziv tabaka kalınlığı ile bağlanma dayanımı arasında pozitif bir korelasyon bulunmamasına neden olmuş olabilir.

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde mikro gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin yanı sıra bağlanan ara yüzdeki kırılma tipi de önem taşımaktadır. Literatürde kırık tipleri; adeziv, dentinde koheziv, kompozitte koheziv ve miks olarak sınıflandırılmaktadır (Scherrer ve ark., 2010). Adeziv kırıklar, restorasyon ara yüzündeki birleşmenin ayrılması sonucunda oluşan kırıklardır ve bağlanma dayanımının zayıf olduğunu gösterir. Koheziv kırıklar ise materyallerin kendi içinde meydana gelen kırıkları ifade eder, adezivin dentine sıkı bir şekilde bağlandığını gösterir. Miks kırıklar ise adeziv ve koheziv kırıkların bir arada görüldüğü kırıklar olarak tanımlanır ve genellikle miks kırık görülen dişlerin bağlanma dayanımı değerleri, adeziv ve koheziv kırılma görülen dişlerin arasındadır (ISO, 2003; Scherrer ve ark., 2010). Mikro gerilim bağlanma dayanımı testinden sonra, örneklerin kırılma paternleri incelenmiş ve çalışmada bütün kırık tipleri gözlenmiştir. Örneklerdeki adeziv kırılma oranları, bağlanma dayanımı testi verileriyle uyumludur.

Bu tez çalışmasının çeşitli limitasyonları mevcuttur. Çalışma, in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Ağız içi ortamın (okluzal stresler, kan-tükürük kontaminasyonu vb.) bütünüyle çalışmaya yansıtılması mümkün değildir. Bu nedenle materyallerin gerçek bağlanma dayanımlarının araştırılması için in vitro çalışmaların, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.



6.SONUÇLAR

1. Çalışmada kullanılan iki aşamalı adeziv sistemler tek aşamalı üniversal adeziv sistemden hem kısa dönemde hem de suda bekleterek yaşlandırma sonrasında daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.
2. G2 Bond Universal adeziv, altın standart self-etch adeziv olan Clearfil SE Bond ile benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.
3. En yüksek adeziv tabaka kalınlığı G2 Bond Universal grubunda izlenirken en düşük adeziv tabaka kalınlığı G Premio Bond grubunda izlenmiştir.
4. 6 ay suda bekletme ile yaşlandırmanın adezivlerin dentine bağlanma dayanımları üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır.
5. Test edilen adezivlerin dentine bağlanma dayanımı ile adeziv tabaka kalınlıkları arasında anlamlı pozitif bir korelasyon görülmemiştir.

7.KAYNAKÇA

- Abdalla, A. I., El Zohairy, A. A., Aboushelib, M. M., & Feilzer, A. J. (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*, 20(4), 250.
- AFM, A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Sano, H., & Carvalho, R. M. (2019). Gradual dehydration affects the mechanical properties and bonding outcome of adhesives to dentin. *Dental materials journal*, 38(3), 361-367.
- Ahmed, M. H., De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Yoshihara, K., & Van Meerbeek, B. (2019). Do universal adhesives benefit from an extra bonding layer. *J Adhes Dent*, 21(2), 117-132.
- Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 15-26.
- Altay, N., & Akça, T. (2002). Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, 26, 32-38.
- Amaral, F., Colucci, V., Souza-Gabriel, A., Chinelatti, M. A., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2008). Adhesion to Er: YAG laser-prepared dentin after long-term water storage and thermocycling. *Operative dentistry*, 33(1), 51-58.
- Anchieta, R. B., Oliveira, F. G., Sundfeld, R. H., Rahal, V., Machado, L. S., Alexandre, R. S., Sundefeld, M. L., & Rocha, E. P. (2011). Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 24(3), 272-278.
- Araújo-Neto, V., Nobre, C., De Paula, D., Souza, L., Silva, J., Moreira, M., Picanço, P., & Feitosa, V. (2018). Glycerol-dimethacrylate as alternative hydrophilic monomer for HEMA replacement in simplified adhesives. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 82, 95-101.
- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133-143.
- Armstrong, S., Keller, J., & Boyer, D. (2001). The influence of water storage and C-factor on the dentin–resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dental Materials*, 17(3), 268-276.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51-56.

- Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C., & Rengo, S. (2001). 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of biomechanics*, 34(10), 1269-1277.
- Ayaz, D. F., Tağtekin, D., & Yanıkoğlu, F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 49-56.
- Bae, J. H., Cho, B. H., Kim, J. S., Kim, M. S., Lee, I. B., Son, H. H., Um, C. M., Kim, C. K., & Kim, O. Y. (2005). Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 74(2), 822-828.
- Bedran-Russo, A., Leme-Kraus, A. A., Vidal, C. M., & Teixeira, E. C. (2017). An overview of dental adhesive systems and the dynamic tooth–adhesive interface. *Dental Clinics*, 61(4), 713-731.
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar.
- BERKMEN, B., Yamanel, K., & Arhun, N. (2019). ADEZİV SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46(2), 115-126.
- Botsalı, M. S. (2008). Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & Dorigo, E. D. S. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24(1), 90-101.
- Bulut, A. C., & Atsü, S. S. (2016). Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1).
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
- Burrow, M., Inokoshi, S., & Tagami, J. (1999). Water sorption of several bonding resins. *American Journal of Dentistry*, 12(6), 295-298.
- Burrow, M. F., Sano, H., Nakajima, M., Harada, N., & Tagami, J. (1996). Bond strength to crown and root dentin. *American Journal of Dentistry*, 9(5), 223-229.
- Burrow, M. F., Satoh, M., & Tagami, J. (1996). Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dental Materials*, 12(5-6), 302-307.

- Cadenaro, M., Breschi, L., Rueggeberg, F. A., Suchko, M., Grodin, E., Agee, K., Di Lenarda, R., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2009). Effects of residual ethanol on the rate and degree of conversion of five experimental resins. *Dental Materials*, 25(5), 621-628.
- Cardoso, G. C. d., Nakanishi, L., Isolan, C. P., Jardim, P. d. S., & Moraes, R. R. d. (2019). Bond stability of universal adhesives applied to dentin using etch-and-rinse or self-etch strategies. *Brazilian Dental Journal*, 30, 467-475.
- Carrilho, E., Cardoso, M., Marques Ferreira, M., Marto, C. M., Paula, A., & Coelho, A. S. (2019). 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*, 12(5), 790.
- Chang, J. C. (2004). Amalgam repair with a 4-META resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 506-507.
- Chang, J. C., Hurst, T. L., Hart, D. A., & Estey, A. W. (2002). 4-META use in dentistry: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(2), 216-224.
- Chapman, S. K. (1986). *Working with a scanning electron microscope*. Lodgemark.
- Chieffi, N., Chersoni, S., Papacchini, F., Vano, M., Goracci, C., Davidson, C. L., Tay, F. R., & Ferrari, M. (2006). Effect of the seating pressure on the adhesive bonding of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 19(6), 333-336.
- Chigira, H., Yukitani, W., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K., Hayakawa, T., Debari, K., Wakumoto, S., & Hisamitsu, H. (1994). Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *Journal of dental research*, 73(5), 1088-1095.
- Cho, B.-H., & Dickens, S. H. (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dental Materials*, 20(2), 107-115.
- Choi, K., Condon, J., & Ferracane, J. (2000). The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of dental research*, 79(3), 812-817.
- Chowdhury, A. F. M. A., Alam, A., Yamauti, M., Álvarez Lloret, P., Saikaew, P., Carvalho, R. M., & Sano, H. (2021). Characterization of an experimental two-step self-etch adhesive's bonding performance and resin-dentin interfacial properties. *Polymers*, 13(7), 1009.
- Collares, F. M., Portella, F. F., da Silva Fraga, G. C., Semeunka, S. M., Almeida, L. d. C. B., Santos, E. d. R., Leitune, V. C. B., & Samuel, S. M. W. (2014). Mineral deposition at dental adhesive resin containing niobium pentoxide. *Applied Adhesion Science*, 2(1), 1-6.
- Cova, A., Breschi, L., Nato, F., Ruggeri Jr, A., Carrilho, M., Tjäderhane, L., Prati, C., Di Lenarda, R., Tay, F., & Pashley, D. H. (2011). Effect of UVA-activated riboflavin on dentin bonding. *Journal of dental research*, 90(12), 1439-1445.

- da Silva, T. S. P., de Castro, R. F., Magno, M. B., Maia, L. C., & e Souza, M. H. d. S. (2018). Do HEMA-free adhesive systems have better clinical performance than HEMA-containing systems in noncarious cervical lesions? A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, 74, 1-14.
- Dal-Bianco, K., Pellizzaro, A., Patzlaft, R., de Oliveira Bauer, J. R., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2006). Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin–dentin bond strength. *Dental Materials*, 22(12), 1150-1156.
- Dayangaç. (2000). Kompozit Resin Restorasyonlar; Güneş Kitapevi. *Ankara*, 13, 44-50.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitapevi.
- Dayangaç, B. (2000). Kompozit Resin Restorasyonlar, Güneş Kitapevi Ltd. *Şti, Ankara* p, 1-20.
- De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., & Van Meerbeek, B. (2009). Testing Bond Strength, a Review of the Literature. *Academy of Dental Materials, Proceedings 2009*.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999-1007.
- De Oliveira Barros, L., Apolonio, F. M., Loguercio, A. D., & Aragao Saboia, V. d. P. (2013). Resin-dentin bonds of etch-and-rinse adhesives to alcohol-saturated acid-etched dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(4).
- Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky Jr, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693-699.
- Dinç, H. (2017). Güncel üniversal adeziv sistemlerin bağlantı dayanımlarının karşılaştırılması.
- Duke, E. S. (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 37(3), 329-340.
- Duncan, L. (2003). Philips Science of Dental Materials. *Twelfth Edition Inc*, 381-398.
- El-Araby, A. M., & Talic, Y. F. (2007). The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 17-24.
- El-din, A. K. N., Miller, B. H., & Griggs, J. A. (2004). Resin bonding to sclerotic, noncarious, cervical lesions. *Quintessence international*, 35(7).
- Eliades, G., Eliades, T., & Watts, D. C. (2005). *Dental hard tissues and bonding*. Springer.

- Elmas, M. S., Başaran, E. G., & İzgi, A. D. (2021). DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN BAĞLANMA DAYANIMI TEST METOTLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-288.
- Eren, D. (2006). Farklı adeziv sistemlerin ve kompozit rezinlerin birbirleri arasında değiştirilerek kullanılmasının mikro-makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı yönünden incelenmesi.
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Kimmes, N. S. (2009). Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dental Materials*, 25(10), 1187-1194.
- Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials*, 24(7), 978-985.
- Fabre, H. S. C., Fabre, S., Cefaly, D. F. G., de Oliveira Carrilho, M. R., Garcia, F. C. P., & Wang, L. (2007). Water sorption and solubility of dentin bonding agents light-cured with different light sources. *Journal of dentistry*, 35(3), 253-258.
- Featherstone, J. (1985). Enhancement of remineralisation in vitro and in vivo. *Factors relating to demineralisation and remineralisation of the teeth*, 23-34.
- Fejerskov, O., Nyvad, B., & Kidd, E. (2015). *Dental caries: the disease and its clinical management*. John Wiley & Sons.
- Ferracane, J., Berge, H., & Condon, J. (1998). In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 42(3), 465-472.
- Finer, Y., & Santerre, J. (2004). Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *Journal of dental research*, 83(1), 22-26.
- Fontes, S. T., Ogliari, F. A., Lima, G. S., Bueno, M., Schneider, L. F. J., & Piva, E. (2009). Tetrahydrofuran as alternative solvent in dental adhesive systems. *Dental Materials*, 25(12), 1503-1508.
- Frankenberger, R., & Tay, F. R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, 21(5), 397-412.
- Fukegawa, D., Hayakawa, S., Yoshida, Y., Suzuki, K., Osaka, A., & Van Meerbeek, B. (2006). Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *Journal of dental research*, 85(10), 941-944.
- Fukuda, R., Yoshida, Y., Nakayama, Y., Okazaki, M., Inoue, S., Sano, H., Suzuki, K., Shintani, H., & Van Meerbeek, B. (2003). Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*, 24(11), 1861-1867.

- Fukushima, T., Inoue, Y., Miyazaki, K., & Itoh, T. (2001). Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *Journal of dentistry*, 29(3), 227-234.
- Furukawa, M., Shigetani, Y., Finger, W. J., Hoffmann, M., Kanehira, M., Endo, T., & Komatsu, M. (2008). All-in-one self-etch model adhesives: HEMA-free and without phase separation. *Journal of dentistry*, 36(6), 402-408.
- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- Garant, P. (2003). *Oral cells and tissues* (Vol. 35). Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA:.
- Garg, N., & Garg, A. (2010). *Textbook of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd.
- GC. (2024). <https://www.gc.dental/europe/tr-TR/products/g2bonduniversal>
- Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W., & Leyhausen, G. (1998). Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 41(3), 474-480.
- Giannini, M., MARCELINO, C. A., FIGUEIREDO, A., & FREIRE, L. A. (2003). Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 15(1), 43-49.
- Gorgen, V. A., & Guler, C. (2015). Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*, 4(1), 2024-2038.
- Gökalp, S., & Kiremitçi, A. (2001). Dentin adezivler. *HÜ Diş Hek Derg*, 25, 44-51.
- GÖKAY, O., YILMAZ, F., & AKIN, S. (1998). Saklama SolusyonlarınınKompozit Rezinlerin Mikrosızıntısı Üzerine Etkileri. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 4(1), 41-47.
- Hakimeh, S., Vaidyanathan, J., Houpt, M. L., Vaidyanathan, T. K., Von Hagen, S., & School, N. J. D. (2000). Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 194-203.
- Hannig, M., Reinhardt, K., & Bott, B. (1999). Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative dentistry*, 24, 172-180.
- Hashimoto, M. (2010). A review—micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The*

Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 92(1), 268-280.

- Hayakawa, T., Kikutake, K., & Nemoto, K. (1998). Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dental Materials*, 14(2), 99-105.
- He, Z., Shimada, Y., & Tagami, J. (2007). The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dental Materials*, 23(5), 533-538.
- Heymann, H. O., Swift, E., & Ritter, V. (2013). Art and science of operative dentistry. In: St. Louis: Elsevier.
- Heymann, H. O., Swift, E. J., & Ritter, A. V. (2012). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Inoue, S., Vargas, M. A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., & Van Meerbeek, B. (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *American Journal of Dentistry*, 16(5), 329-334.
- ISO. (2015). ISO/TS 11405 Dentistry—testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization, Geneva*.
- ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*.
- Jafarnia, S., Meymand, J. Z., Zandkarimi, F., Saberi, S., Shahabi, S., Valanezhad, A., Safaee, S., Nesabi, M., & Watanabe, I. (2022). Comparative evaluation of microtensile bond strength of three adhesive systems. *Frontiers in Dentistry*, 19.
- Jäggi, M., Karlin, S., Zitzmann, N. U., & Rohr, N. (2024). Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 36(5), 804-812.
- Kadoma, Y. (2003). Chemical structures of adhesion promoting monomers for precious metals and their bond strengths to dental metals. *Dental materials journal*, 22(3), 343-358.
- Katsuki, S., Takamizawa, T., Yokoyama, M., Sai, K., Tamura, T., Ishii, R., Kamimoto, A., & Miyazaki, M. (2022). Influence of bonding agent application method on the dentin bond durability of a two-step adhesive utilizing a universal-adhesive-derived primer. *European journal of oral sciences*, 130(3), e12868.
- Kharouf, N., Ashi, T., Eid, A., Maguina, L., Zghal, J., Sekayan, N., Bourgi, R., Hardan, L., Sauro, S., & Haikel, Y. (2021). Does adhesive layer thickness and tag length influence short/long-term bond strength of universal adhesive systems? An in-vitro study. *Applied Sciences*, 11(6), 2635.

- Kitasako, Y., Burrow, M., Nikaido, T., & Tagami, J. (2000). The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dental Materials*, 16(1), 1-6.
- Koohpeima, F., Mokhtari, M. J., & Rezaie, A. H. (2022). Effect of Silver Nanoparticles on Microleakage and cytotoxicity of New Universal Adhesive. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 11(3).
- Kuraray. (2024).
https://www.kuraraynoritake.com/world/oceania/product/adhesives/pdf/sebond2_technical_information.pdf
- Lin, J., Shinya, A., Gomi, H., & Shinya, A. (2010). Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental materials journal*, 29(4), 425-432.
- Loguercio, A. D., Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Hass, V., Reis, A., & Perdigão, J. (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of dentistry*, 43(9), 1060-1070.
- Lopes, G. C., Cardoso, P. C., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., Rampinelli, K., & Costa, G. (2006). Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Brazilian Dental Journal*, 17, 39-43.
- Lopes, M. B., Sinhoreti, M. A. C., Correr Sobrinho, L., & Consani, S. (2003). Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesquisa Odontológica Brasileira*, 17, 171-175.
- Luzar, A., & Chandler, D. (1993). Structure and hydrogen bond dynamics of water–dimethyl sulfoxide mixtures by computer simulations. *The Journal of chemical physics*, 98(10), 8160-8173.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., & Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603-612.
- Marren, K. (2011). Dimethyl sulfoxide: an effective penetration enhancer for topical administration of NSAIDs. *The Physician and sportsmedicine*, 39(3), 75-82.
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11-e16.
- Mason, P., Ferrari, M., Cagidiaco, M., & Davidson, C. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry*, 24(3), 217-222.
- McLean, D., Meyers, E., Guillory, V., & Vandewalle, K. (2015). Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry*, 40(4), 410-417.

- Miyasaka, K., & Nakabayashi, N. (1999). Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self-etching primer for bonding to dentin. *Dental Materials*, 15(3), 153-157.
- Moll, K., Fritzenschaft, A., & Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence international*, 35(10).
- Moll, K., Park, H.-J., & Haller, B. (2002). Bond Strength of Adhesive/Composite Combinations to Dentin Involving Totaland Self-etch Adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(3).
- Montes, M., de Goes, M. F., & Sinhoreti, M. (2005). The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Operative dentistry*, 30(2), 201-212.
- Munck, D. (2004). An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bonds. *PhD dissertation, Katholieke Universiteit Leuven*.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404-411.
- Nacak, S., Yapar, M. İ., İlday, N. Ö., & Seven, N. (2018). HEMA İÇEREN VE HEMA İÇERMEYEN ADEZİVLERİN DENTİNE ADEZYONU. *Izmir Democracy University Health Sciences Journal*, 1(3), 14-24.
- Nakabayashi, N., & Hiranuma, K. (2000). Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dental Materials*, 16(4), 274-279.
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*, 16(3), 265-273.
- Nalla, R. K., Balooch, M., Ager Iii, J., Kruzic, J. J., Kinney, J. H., & Ritchie, R. O. (2005). Effects of polar solvents on the fracture resistance of dentin: role of water hydration. *Acta biomaterialia*, 1(1), 31-43.
- Neumann, M. G., Miranda Jr, W. G., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A., & Correa, I. C. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of dentistry*, 33(6), 525-532.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C., Hickel, R., & Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, 18(3), 269-275.

- Nunes, M. F., Swift, E. J., & Perdigao, J. (2001). Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *American Journal of Dentistry*, 14(6), 340-343.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 43(5), 492-498.
- Özel Bektaş, Ö. (2006). Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi.
- Pangsrisonboon, B., Harnirattisai, C., Nilsri, K., & Burrow, M. F. (2007). Microtensile bond strength of self-etching adhesive systems to differently prepared dentin. *American Journal of Dentistry*, 20(4), 259-262.
- Paranjpe, A., Bordador, L., Wang, M.-y., Hume, W., & Jewett, A. (2005). Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *Journal of dental research*, 84(2), 172-177.
- Park, Y.-J., Chae, K.-H., & Rawls, H. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental Materials*, 15(2), 120-127.
- Pashley, D. H. (1992). The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative dentistry*, 17(6), 229-242.
- Pashley, D. H., Agee, K., Nakajima, M., Tay, F., Carvalho, R., Terada, R., Harmon, F., Lee, W. K., & Rueggeberg, F. (2001). Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 56(2), 273-281.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Tay, F. R., Agee, K. A., & Lee, K. W. (2002). Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *American Journal of Dentistry*, 15(2), 97-102.
- Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. d. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of dentistry*, 25(5), 355-372.
- Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, 17(5), 430-444.
- Pashley, E. L., Zhang, Y., Lockwood, P. E., Rueggeberg, F. A., & Pashley, D. H. (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dental Materials*, 14(1), 6-10.

- Pegado, R. E. F., do Amaral, F. L. B., Flório, F. M., & Basting, R. T. (2010). Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *European journal of dentistry*, 4(02), 110-117.
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24-e37.
- Perdigão, J., Araujo, E., Ramos, R. Q., Gomes, G., & Pizzolotto, L. (2021). Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 33(1), 51-68.
- Perdigão, J., & Frankenberger, R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence international*, 32(5).
- Perdigão, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Yildiz, E., Yücel, T., & Vanherle, G. (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *American Journal of Dentistry*, 9(4), 167-173.
- Perdigão, J., & Loguercio, A. D. (2014). Universal or multi-mode adhesives: why and how? *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(2).
- Perdigão, J., Lopes, M. M., & Gomes, G. (2008). In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II—ultramorphological evaluation. In (Vol. 33, pp. 534-549): Operative Dentistry, Inc.
- Perdigão, J., Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I. V., Staichak, R., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2014). Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Operative dentistry*, 39(5), 489-499.
- Perdigão, J., Sezinando, A., & Gomes, G. (2011). In vitro sealing potential of a self-adhesive pit and fissure sealant. *Quintessence international*, 42(5).
- Perinka, L., Sano, H., & Hosoda, H. (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials*, 8(4), 229-233.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *European journal of oral sciences*, 113(6), 512-518.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176-1184.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2012). A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clinical oral investigations*, 16, 129-137.

- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.
- Phillips, R. (1991). Science of dental materials 9th ed., 190. In (pp. 217-218): WB Saunders, Philadelphia.
- Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., & Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126-138.
- Prati, C., & Pashley, D. H. (1992). Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *American Journal of Dentistry*, 5(1), 33-38.
- Price, R. B., & Hall, G. C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international*, 30(2).
- Reis, A., Albuquerque, M., Pegoraro, M., Mattei, G., de Oliveira Bauer, J. R., Grande, R. H. M., Klein-Junior, C. A., Baumhardt-Neto, R., & Loguercio, A. D. (2008). Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *Journal of dentistry*, 36(5), 309-315.
- Reis, A., Pellizzaro, A., Dal-Bianco, K., Gomes, O., Patzlaff, R., & Loguercio, A. D. (2007). Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Operative dentistry*, 32(4), 380-387.
- Reis, A. F., Oliveira, M. T., Giannini, M., De Goes, M. F., & Rueggeberg, F. A. (2003). The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative dentistry*, 28(6), 700-706.
- Renzo, M. D., Ellis, T., Domingue, A., Bertrand, L., Sacher, E., & Stangel, I. (1994). Chemical reactions between dentin and bonding agents. *The Journal of Adhesion*, 47(1-3), 115-121.
- Retief, D. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal of Dentistry*, 4(5), 231-236.
- Ritter, A., Boushell, L., & Walter, R. (2019). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis. In: Elsevier.
- Roberson, T., Heymann, H., & Swift, E. (2002). Sturdevant's art & science of operative dentistry, St. Louis, Mosby Co. In: Inc.
- Roberson, T., Heymann, H., & Swift, E. (2006). Sturdevant's art and science of operative dentistry.[SL]: Mosby. In: Elsevier.
- Rotta, M., Bresciani, P., Moura, S. K., Grande, R. H. M., Hilgert, L. A., Baratieri, L. N., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2007). Effects of phosphoric acid pretreatment and

- substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(6), 537.
- Sacramento, P. A., Sampaio, C. S., de Carvalho, F. G., Pascon, F. M., Borges, A. F. S., Alves, M. C., Hosoya, Y., & Puppim-Rontani, R. M. (2013). Influence of NaOCl irrigation and water-storage on degradation and microstructure of resin–dentin interface. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 47, 117-124.
- Saikaew, P., Chowdhury, A. A., Fukuyama, M., Kakuda, S., Carvalho, R. M., & Sano, H. (2016). The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *Journal of dentistry*, 47, 63-70.
- Saito, T., Takamizawa, T., Ishii, R., Tsujimoto, A., Hirokane, E., Barkmeier, W., Latta, M., & Miyazaki, M. (2020). Influence of application time on dentin bond performance in different etching modes of universal adhesives. *Operative dentistry*, 45(2), 183-195.
- Sakaguchi, R., & Powers, J. (2012). Craig's restorative dental materials: Elsevier Health Science. In: USA.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236-240.
- Santerre, J., Shajii, L., & Leung, B. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(2), 136-151.
- Sato, K., Hosaka, K., Takahashi, M., Ikeda, M., Tian, F., Komada, W., Nakajima, M., Foxton, R., Nishitani, Y., & Pashley, D. H. (2017). Dentin Bonding Durability of Two-step Self-etch Adhesives with Improved of Degree of Conversion of Adhesive Resins. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1).
- Say, E. C., Nakajima, M., Senawongse, P., Soyman, M., Ozer, F., & Tagami, J. (2005). Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo-and dual-cure adhesives. *Oper Dent*, 30(1), 90-98.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), e78-e93.
- Schwengberg, S., Bohlen, H., Kleinsasser, N., Kehe, K., Seiss, M., Walther, U., Hickel, R., & Reichl, F. (2005). In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of dentistry*, 33(1), 49-55.
- Sebold, M., André, C. B., Sahadi, B. O., Breschi, L., & Giannini, M. (2021). Chronological history and current advancements of dental adhesive systems development: a narrative review. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 35(18), 1941-1967.

- Sherwood, I. A. (2010). *Essentials of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd.
- Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M. F., Nakaoki, Y., & Tagami, J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative dentistry*, 27(4), 403-409.
- Šimková, M., Tichý, A., Dušková, M., & Bradna, P. (2020). Dental composites—a low-dose source of bisphenol A? *Physiological Research*, 69(Suppl 2), S295.
- Simonsen, R., & Neal, R. (2011). A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. *Australian dental journal*, 56, 45-58.
- Soares, L. E. S., Campos, A. D. F., & Martin, A. A. (2013). Human and Bovine Dentin Composition and Its Hybridization Mechanism Assessed by FT-Raman Spectroscopy. *Journal of Spectroscopy*, 2013(1), 210671.
- Söderholm, K.-J., & Mariotti, A. (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-209.
- Söderholm, K.-J. M. (2007). Dental Adhesives... How it All Started and Later Evolved. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2).
- Spencer, P., & Swafford, J. R. (1999). Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. *Quintessence international*, 30(7).
- Summit, J. (2006). Robbins JW. Hilton TJ. Schwartz RS. Santos J Jr. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach 3rd edition. Illinois. In: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Summitt, J., Robbins, J., Hilton, T., Schwartz, R., & Dos Santos Jr, J. (2006). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach: Quintessence Pub. In: Chicago.
- Summitt, J. B. (2001). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. (No Title).
- Sun, G., & Chae, K. (2000). Properties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1, 2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer*, 41(16), 6205-6212.
- Sundfeld, R. H., Valentino, T. A., de Alexandre, R. S., Briso, A. L. F., & Sundefeld, M. L. M. M. (2005). Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of dentistry*, 33(8), 675-681.
- Suzuki, T., & Finger, W. (1988). Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dental Materials*, 4(6), 379-383.
- ŞENGÜN, A., YALÇIN, M., & KOCABAŞOĞLU, D. A. (2009). YEDİNCİ JENERASYON ADEZİV SİSTEMLERİNİN DENTİNE MAKASLAMA

BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(3), 156-160.

- Şirinsükan, Ö. Ü. N., Batu, U. D. Z., & Can, E. (2022). Üniversal adezivlerin dentine mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi. *7tepe Klinik Dergisi*, 18(1), 37-43.
- Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2011). Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *Journal of dentistry*, 39(7), 506-512.
- Takamizawa, T., Hirokane, E., Sai, K., Ishii, R., Aoki, R., Barkmeier, W. W., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2023). Bond durability of a two-step adhesive with a universal-adhesive-derived primer in different etching modes under different degradation conditions. *Dental materials journal*, 42(1), 121-132.
- Takamizawa, T., Imai, A., Hirokane, E., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Erickson, R. L., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2019). SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dental Materials*, 35(12), 1791-1804.
- Takamizawa, T., Yokoyama, M., Sai, K., Shibasaki, S., Barkmeier, W. W., Latta, M. A., Tsujimoto, A., & Miyazaki, M. (2021). Effect of adhesive application method on the enamel bond durability of a two-step adhesive system utilizing a universal adhesive-derived primer. *Applied Sciences*, 11(16), 7675.
- Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1991). Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*, 18(4), 353-362.
- Tang, C., Ahmed, M. H., Yao, C., Mercelis, B., Yoshihara, K., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2023). Experimental two-step universal adhesives bond durably in a challenging high C-factor cavity model. *Dental Materials*, 39(1), 70-85.
- Tang, C., Mercelis, B., Ahmed, M. H., Yoshihara, K., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2023). Adhesive Performance Assessment of Universal Adhesives and Universal Adhesive/Composite Cement Combinations. *The journal of adhesive dentistry*, 25(1), 241-256.
- Tang, C., Mercelis, B., Yoshihara, K., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2024). Does the universal adhesive's film thickness affect dentin-bonding effectiveness? *Clinical oral investigations*, 28(2), 150.
- Tay, F. R., Gwinnett, J. A., & Wei, S. H. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dental Materials*, 12(4), 236-244.

- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of dentistry*, 32(3), 173-196.
- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., & Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 371-382.
- Thonemann, B. M., Federlin, M., Schmalz, G., & Hiller, K.-A. (1997). SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dental Materials*, 13(3), 192-197.
- Tichy, A., Yang, Y., Motoyama, Y., Sumie, Y., Nakajima, M., & Tagami, J. (2021). Can a New HEMA-free Two-step Self-etch Adhesive Improve Dentin Bonding Durability and Marginal Adaptation? *Journal of Adhesive Dentistry*, 23(6).
- Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F. S., Yamauti, M., Pashley, D. H., & Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885-892.
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Wilwerding, T. M., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2017). Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Operative dentistry*, 42(2), E59-E70.
- Tsujimoto, A., Fischer, N. G., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2022). Bond durability of two-step HEMA-free universal adhesive. *Journal of functional biomaterials*, 13(3), 134.
- Tuna, E., & Gençay, K. (2006). Kompozit materyallerden artık monomerlerin salınımını etkileyen faktörler. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, 66, 226-228.
- TUNAC, A. T., & Can, E. (2020). Üniversal Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 26(3).
- Tuncer, S., Tekçe, N., Pashaev, D., Demirci, M., & Baydemir, C. (2015). Short-and long-term bond strengths of a gold standard two-step self-etch adhesive system to dentin: a preliminary study. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 49(2), 1-7.
- Unemori, M., Matsuya, Y., Matsuya, S., Akashi, A., & Akamine, A. (2003). Water absorption of poly (methyl methacrylate) containing 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride. *Biomaterials*, 24(8), 1381-1387.
- Üşümez, A. (2001). Farklı asitler ve ER, Cr; YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması.
- Valandro, L. F., Della Bona, A., Bottino, M. A., & Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 253-259.

- Van Landuyt, K., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., Inoue, S., Peumans, M., Suzuki, K., & Lambrechts, P. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of dental research*, 84(2), 183-188.
- Van Landuyt, K., Kanumilli, P., De Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of dentistry*, 34(1), 77-85.
- Van Landuyt, K., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, 24(10), 1412-1419.
- Van Landuyt, K., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., De Munck, J., Okazaki, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of dental research*, 87(8), 757-761.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- Van Meerbeek, Perdigao, J., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 26(1), 1-20.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 28(1), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*, 71(8), 1530-1540.
- Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., Yoshida, Y., Inoue, S., & Suzuki, K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*, 24(1), 1-13.
- Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J., Lambrechts, P., Peumans, M., Summitt, J. B., & Robins, J. W. (2006). Fundamentals of operative dentistry. *Quintessence Pub Co., Illinois*, 183-260.
- Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Duke, E., Eick, J., & Robinson, S. (1998). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *Journal of dental research*, 77(1), 50-59.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives.

- A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *Journal of Adhesive Dentistry*, 22(1), 7-34.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17-28.
- Vishnyakov, A., Lyubartsev, A. P., & Laaksonen, A. (2001). Molecular dynamics simulations of dimethyl sulfoxide and dimethyl sulfoxide– water mixture. *The Journal of Physical Chemistry A*, 105(10), 1702-1710.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*, 42(7), 800-807.
- Wang, R., Shi, Y., Li, T., Pan, Y., Cui, Y., & Xia, W. (2017). Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of dentistry*, 62, 72-80.
- Wang, T., & Nakabayashi, N. (1991). Effect of 2-(methacryloxy) ethyl phenyl hydrogen phosphate on adhesion to dentin. *Journal of dental research*, 70(1), 59-66.
- Wang, Y., Spencer, P., Hager, C., & Bohaty, B. (2006). Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *Journal of dentistry*, 34(1), 26-34.
- Watanabe, I., Nakabayashi, N., & Pashley, D. H. (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research*, 73(6), 1212-1220.
- Watanabe, T., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., Ando, S., & Miyazaki, M. (2008). Effect of prior acid etching on bonding durability of single-step adhesives. *Operative dentistry*, 33(4), 426-433.
- Yamanaka, A., Mine, A., Matsumoto, M., Hagino, R., Yumitate, M., Ban, S., Ishida, M., Miura, J., Van Meerbeek, B., & Yatani, H. (2021). Back to the multi-step adhesive system: A next-generation two-step system with hydrophobic bonding agent improves bonding effectiveness. *Dental materials journal*, 40(4), 928-933.
- Yao, C., Ahmed, M. H., Li, X., Nedeljkovic, I., Vandooren, J., Mercelis, B., Zhang, F., Van Landuyt, K. L., Huang, C., & Van Meerbeek, B. (2020). Zinc–Calcium–Fluoride Bioglass-Based Innovative Multifunctional Dental Adhesive with Thick Adhesive Resin Film Thickness. *ACS applied materials & interfaces*, 12(27), 30120-30135.
- Yiu, C. K., Pashley, E. L., Hiraishi, N., King, N. M., Goracci, C., Ferrari, M., Carvalho, R. M., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2005). Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials*, 26(34), 6863-6872.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., & De Munck, J. (2004). Comparative study on

adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, 83(6), 454-458.

Yoshihara, K., Nagaoka, N., Sonoda, A., Maruo, Y., Makita, Y., Okihara, T., Irie, M., Yoshida, Y., & Van Meerbeek, B. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental Materials*, 32(10), 1218-1225.

Yoshihara, K., Yoshida, Y., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Irie, M., Ogawa, T., Van Landuyt, K. L., Osaka, A., Suzuki, K., & Minagi, S. (2011). Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta biomaterialia*, 7(8), 3187-3195.

Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Fukegawa, D., Hayakawa, S., Mine, A., Nakamura, M., Minagi, S., Osaka, A., & Suzuki, K. (2010). Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta biomaterialia*, 6(9), 3573-3582.

Yoshiyama, M., Tay, F., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K., Carvalho, R., Nakajima, M., & Pashley, D. (2002). Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *Journal of dental research*, 81(8), 556-560.