

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GÜNCEL ADEZİVLERİN UYGULANMA AŞAMASINDAKİ GECİKMELERİN
DENTİNE BAĞLANMA BAŞARILARINA OLAN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Dt. Ahmet GÜLTEKİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI

2022- ANTALYA

ONAY SAYFASI

Dt. Ahmet Gültekin tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

.../...../.....

İmza

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Üye :
(Ünvanı, Adı Soyadı) (Üniversite)

Bu tez,/...../..... tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Dt. Ahmet Gültekin

İmza

Doç. Dr. Osman Tolga Harorlı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, hoşgörüsünü ve manevi desteğini her zaman hissettiren değerli hocam ve tez danışmanım Doç.Dr. Osman Tolga HARORLI'ya,

Eğitimim boyunca teorik ve pratik anlamda deneyimlerini, yardımlarını ve anlayışlarını esirgemeyen hocalarım Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e ve Doç.Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Jurimde yer almasından onur duyduğum kıymetli Hocam Dr. Öğr. Üyesi Burak TEMEL'e,

Tezimin labaratuvar aşamasında titiz çalışması ve katkılarıyla tezime değer katan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektronmikroskop Görüntü Analiz Ünitesi bölümünden hocam Dr.Öğr.Üyesi Hakan ER'e

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarım ve yardımcı personele,

Hayatıma girdiği günden beri bana kattıkları ve yaşattıkları için kıymetli eşim Merve GÜLTEKİN'e,

Her bilgisayar başına geçtiğimde bilgisayarımı kapatan minik Defne'me,

Dün ve bugün olduğu gibi yarın da yanımda olup beni destekleyecek kıymetli annem Ayten GÜLTEKİN ve babam Yılmaz GÜLTEKİN'e,

Henüz diş hekimliği öğrencisi olan ancak bu mesleğe benden daha fazla katkıda bulunacağından emin olduğum kardeşim Mahmut GÜLTEKİN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Kompozit restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyen en önemli aşamalardan birisi adeziv uygulama basamağıdır. Çalışmamızın amacı adezivin kaviteye uygulanması sırasında yaşanabilecek bir gecikmenin dentine olan bağlanmayı nasıl etkileyeceğini araştırmaktır.

Yöntem: Çalışmamızın mikro gerilim bağ dayanımı testlerinde toplam 45 adet çekilmiş diş kullanıldı. Dişler 15'er diştten oluşan üç gruba rastgele dağıtıldı. Birinci grup Clearfil Se Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya), ikinci grup G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve üçüncü grup Singlebond Universal Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) olarak belirlendi. Ardından immediate uygulanma, gode içinde 3 dk. bekletildikten sonra uygulanma ve gode içinde 5 dk. bekletildikten sonra uygulanma şeklinde farklı uygulama süreleri için üçer alt grup daha oluşturuldu (n=5). Bonding ajanlar üretici talimatlarına uygun bir şekilde oklüzal dentin yüzeylerine uygulandı ve dişlere 2 mm'lik tabakalama tekniği ile kompozit rezin yerleştirildi. Her tabaka Valo Cordless (Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) geniş spektrumlu LED ışık cihazı ile 20 sn. polimerize edildi. Hazırlanan örneklerden 1x1 mm boyutlarında stickler elde edildi. Sticklerin bağlanma dayanımları mikro gerilim test cihazında (Micro Tensile Tester, Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) test edildi. Test sonucu kopan parçaların kırılma paternleri bir ışık mikroskobu ile incelendi. Temsili örnekler Taramalı Elektron Mikroskobu SEM (Leo 1430, Zeiss, Almanya) ile de ayrıca analiz edildi.

Bulgular: En yüksek ortalama mikro gerilim bağlanma dayanımı değerleri Clearfil SE Bond'un kullanıldığı ve adeziv uygulamasında herhangi bir bekleminin olmadığı grupta $35,14 \pm 7,75$ MPa olarak elde edildi ($p < 0,001$). En düşük ortalama mikro gerilim bağlanma dayanımı değeri ise G-Premio Bond'un 5 dk gode bekletilerek uygulandığı grupta $13,43 \pm 4,69$ MPa olarak saptandı ($p < 0,001$). 5 dk bekletme sonrası bond uygulanan grupların tümünde adeziv başarısızlık oranları %85 in üzerinde ölçüldü. Kırık ara yüzeylerinin SEM incelemelerinde 5 dakika bekletilmiş Universal adeziv gruplarında kompozit yüzeyinde smear tabakası benzeri görüntüler tespit edildi.

Sonuç: Çalışmamızın sınırları dahilinde 5 Dk. süresince gode içinde bekletilen adeziv gruplarının başarısızlık oranlarının belirgin şekilde arttığı tespit edilmiştir. Bağlayıcı ajanlar üretici firma talimatlarına doğrultusunda mümkün olan en kısa sürede uygulanmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Bağlayıcı ajan, bağlanma dayanımı, adeziv bağlantı.

ABSTRACT

Objective: One of the most important stages affecting the long-term clinical success of composite restorations is the adhesive application step. The aim of our study is to investigate how a delay during the application of the adhesive to the cavity will affect the bonding to the dentin.

Method: In the micro tensile bond strength tests of our study, a total of 45 teeth were used. Teeth were randomly distributed into three groups of 15 teeth in each. The first group was determined as Clearfil Se Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan), the second group was G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japan) and the third group was Singlebond Universal Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Then, three more subgroups were formed for different application times: immediate application, application after 3 minutes in the bonding dish, and application after 5 minutes in the bonding dish (n=5). Bonding agents were applied to the occlusal dentin surfaces in accordance with the manufacturer's instructions, and composite resin was placed on the teeth using the 2 mm layering technique. Each layer is cured for 20 seconds with Valo Cordless (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) broad spectrum LED light device. Sticks of 1x1 mm were obtained from the prepared samples. The bond strengths of the sticks were tested in a micro tension tester (Micro Tensile Tester, Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA). The crack patterns of the pieces that broke off as a result of the test were examined with a light microscope. Representative samples were also analyzed by Scanning Electron Microscopy SEM (Leo 1430, Zeiss, Germany).

Results: The highest mean micro tensile bond strength values were obtained as 35.14 ± 7.75 MPa in the group in which Clearfil SE Bond was used and there was no waiting period in the adhesive application ($p < 0.001$). The lowest mean micro tensile bond strength value was found to be 13.43 ± 4.69 MPa in the group where G-Premio Bond was applied by keeping it in the godet for 5 minutes ($p < 0.001$). Adhesive failure rates were above 85% in all groups that were bonded after 5 minutes of waiting. In the SEM examinations of the fracture interfaces, smear layer-like images were detected on the composite surface of the Universal adhesive groups, which were kept for 5 minutes.

Conclusion: Within the limitations of our study, it was noticed that the failure rates of the adhesive groups kept in the godet for 5 minutes were increased significantly. Bonding agents should be applied as soon as possible in accordance with the manufacturer's instructions.

Key words: bonding agent, bond strength, adhesive bond.

SİMGELER ve KISALTMALAR

ANOVA	Analysis of Variance
Ark	Arkadaşları
BAP	Bilimsel Araştırmalar Projesi
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
CQ	Kamforokinon
Ca²	Kalsiyum
Cm	Santimetre
dk	Dakika
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
GMA	Glisidil Metakrilat
GPDM	Gliserol fosforik asit dimetakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat
HAp	Hidroksiapatit
HL	Hibrit tabaka
ISO	International Organization for Standardization
LED	Light-Emitting-Diode
µm	Mikrometre
mm	Milimetre

mm²	Milimetrekare
mm/dk	Milimetre/dakika
μSBS	Mikro makaslama bağlanma dayanımı
μTBS	Mikro gerilim bağlanma dayanımı
4-META	4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit
4-AETA	4- akriloyiloksietil trimellitat anhidrit
MA	Metakrilik asit
MMA	Metil metakrilat
MDP	Metakridiiloksidil dihidrojen fosfat
MDPB	Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
MDTP	Metakriloksidesil dihidrojen tiyofosfat
MMP	Matriksmetalloproteinaz
MPS	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
MPTS	Metakriloksi propil trimetoksi silan
Mpa	Mega Paskal
mW	Mili watt
nm	Nanometre
NPG	N-fenilglisin
OH⁻	Hidroksil
Ort	Ortalama
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)

PENTA	Dipentaeritritol penta-akrilat fosfatın
PMMA	Poli metil metakrilat
PPD	1-fenil-1,2- propanedion
PO₄⁻³	Fosfat
SD	Standart Sapma
SBS	Shear Bond Strength (Makaslama Bağlanma Dayanımı)
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
Sn	Saniye
TBS	Tensile Bond Strength (Gerilim Bağlanma Dayanımı)
TEM	Geçirimli Elektron Mikroskobu (Transmission Electron Microscope)
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
UV	Ultraviyole
UDMA	Üretan dimetakrilat
Vb	Ve benzeri
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
W	Watt
&	Ve

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
ETİK BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
SİMGELER ve KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Sert Dokuları.....	3
2.1.2. Dentin Dokusu.....	3
2.2. Diş Çürüğü	5
2.3. Dental Adezivler	5
2.3.1. Dental Adezivlerin Kimyasal İçeriği.....	6
2.3.2. Diş Dokularına Bağlanma ve Asit ile Aşındırmanın Başlangıcı	9
2.3.3. Dentine Bağlanma İçin İlk Girişimler	9
2.3.4. Adezyonun Temel Mekanizması.....	10
2.3.5. Dentinin Asit ile Aşındırılması ve Hibrit Tabaka Kavramının Gelişmesi	11
2.3.6. Birinci ve İkinci Nesil Adeziv Sistemler.....	12
2.3.7. Üçüncü Nesil Dental Adezivler.....	13
2.3.8. Dördüncü Nesil Dental Adezivler ve Dentin Wet Bonding Tekniği.....	13
2.3.9. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler	15
2.3.10. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler.....	16

2.3.11. Self Etch Adeziv Sistemlerin Gelişmesi ile Birlikte Adezyon-Dekalsifikasyon Tekniği	17
2.3.12. Self Etch Adeziv Teknolojisindeki Gelişmeler	17
2.3.13. Yedinci ve Sekizinci Nesil Adeziv Sistemler (Universal Adeziv Sistemler).....	18
2.3.14. Dental Adeziv Sistemlerin Antibakteriyel Monomerler ile Geliştirilmesi.....	19
4. Resin Kompozitler	20
2.4.1. Kompozit Resin Materyallerinin Yapısı	20
2.4.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	24
2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Testleri	26
2.5.1. Makro Kesme Bağ Dayanımı (SBS) Testi	27
2.5.2. Makro Gerilim Bağ Dayanımı (TBS) Testi.....	27
2.5.3. Mikro Kesme Bağ Dayanımı (μ SBS) Testi.....	27
2.5.4. Mikro Gerilim Bağ Dayanımı (μ TBS) Testi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Mikro tensile bağlanma dayanımı testi	31
3.1.1 Dişlerin Seçimi, Saklanması	31
3.1.2 Test Grupları ve Örneklerin Hazırlanması	31
3.2. Başarısızlık Tiplerinin Analizi	39
3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi	39
3.4. İstatistiksel Analiz	40
4.BULGULAR.....	41
4.1. Dental Adezivlerin Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları	41
4.2. Kırılma Tipleri Analiz Sonuçları.....	45
4.3.SEM Analizi Sonuçları.....	45
5. TARTIŞMA	49
SONUÇLAR	57
KAYNAKLAR	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3. 1: Çalışmamızda kullanılan iki aşamalı self etch Clearfil SE Bond.	33
Şekil 3. 2: Çalışmamızda kullanılan G-Premio Bond.	33
Şekil 3. 3: Çalışmamızda kullanılan Single Bond Universal.	34
Şekil 3. 4: Çalışmamızda kullanılan Grandio Nanohibrit Rezin Kompozit.	34
Şekil 3. 5: Kullanılan dental adezivlerin bekleme süreleri boyunca üstü kapalı şekilde saklandığı gode.	35
Şekil 3. 6: Silikon ölçü maddesi ile hazırlanmış akrilik rezin kalıbı.	35
Şekil 3. 7: Akrilik rezinin silikon kalıp ile hazırlanması.	35
Şekil 3. 8: Dişin akrilik rezin içine monte edilmesi.	36
Şekil 3. 9: Dentin üzerine rezin kompozit blokların yerleştirilmesi.	36
Şekil 3. 10: Mikro Gerilim Bağ Dayanımı Testi için numunelerin hazırlanması.	37
Şekil 3. 11: Elde edilen numunelerin 1x1 mm boyutlarında olduğunun kontrol edilmesi.	37
Şekil 3. 12: Bağlanma arayüzünün 1x1 mm boyutlarında olduğunun kontrol edilmesi.	37
Şekil 3. 13: Mikro gerilim bağ dayanımı testi için kullanılan cihaz.	38
Şekil 3. 14: Numunelerin mikro gerilim bağ dayanımı test cihazına yerleştirilmesi.	38
Şekil 3. 15: Test düzeneği.	38
Şekil 3. 16: Taramalı elektron mikroskobu ve püskürtme kaplayıcı.	39
Şekil 3. 17: Numunelerin SEM görüntüleri için mikroskoba yerleştirilmesi.	40
Şekil 4. 1: Tüm gruplar için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir.	42
Şekil 4. 2: Kontrol gruplarının ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir. Farklı küçük harfler istatistiksel farklılığı göstermektedir ($p<0.05$). ...	43
Şekil 4. 3: Grup I (Clearfil SE Bond) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir. Farklı küçük harfler istatistiksel farklılığı göstermektedir ($p<0.05$).	43
Şekil 4. 4: Grup II (G-Premio BOND) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir ($p<0.05$).	44
Şekil 4. 5: Grup III (Singlebond Universal) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir ($p<0.05$).	44
Şekil 4. 6: Clearfil SE Bond örneklerinin SEM analizi görüntüleri.	46

Şekil 4. 7: Singlebond Universal örneklerinin SEM analizi görüntüleri.....	47
Şekil 4. 8: G-Premio Bond örneklerinin SEM analizi görüntüleri.	48



TABLÖLAR DİZİN

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller.	32
Tablo 4. 1: Çalışmamızda ölçülen bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama sonuçları.	41
Tablo 4. 2: Gruplarda gözlemlenen kırılma tipleri.	45



1. GİRİŞ

Diş hekimliği uygulamalarının temel amacı ağız diş ve çevre dokuların korunması ve oluşan hastalıkların erken dönemde tedavi edilmesidir. Restoratif işlemler diş hekimliğinde sıkça uygulanan tedavilerdir. Restorasyon ihtiyacı dişlerin çürümesiyle, kırılmasıyla, çeşitli nedenlerden dolayı aşınması veya bütünlüğünün bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Restoratif işlem sonrası kaybedilen diş dokularının yerini dolgu materyalleri alır. Bu işlem için geçmişten günümüze birçok farklı materyal ve teknik kullanılmıştır. Restoratif diş hekimliğinde, dental adeziv teknolojisinin gelişmesiyle birlikte kompozit rezinler dolgu maddesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Bu durum kavite hazırlama ve restoratif materyallerin uygulanması sırasında yeni tekniklerin kullanılmasını beraberinde getirmiştir.

Tutuculuğun artırılması amacıyla sağlıklı dokuların kaldırılması düşüncesi gelişen dental adeziv teknolojisi sonrası yerini az miktarda doku kaybına neden olacak minimal invaziv yaklaşıma bıraktı ⁽¹⁾. Bu yaklaşım ile günümüzde sadece çürük dokular uzaklaştırılır. Sağlıklı dokular korunur ve dental adezivler kullanılarak kompozit rezin ile diş dokuları birbirine bağlanır ⁽²⁾. Bu teknikle daha az madde kaybı ve daha estetik sonuçlar elde edilir. Adeziv materyallerin kısıtlı kullanım ömürleri ve bağlanma ara yüzeylerinde ortaya çıkan bozulmalar önemli problemlerdir ⁽³⁾. Klinikte karşılaşılan bu sorunlar sekonder çürük oluşumuna, marjinal uyumsuzluklara ve retansiyon kaybına yol açabilir ^(4, 5). Bu sorunların önlenmesi için bazı teknik hususlar göz önünde bulundurulmalıdır.

Teknik hassasiyetlere riayet edilmemesi, diş sert dokularına bağlanma dayanımını doğrudan etkileyecektir ⁽¹⁾. Bağlanma dayanımını etkileyen ve uygulamalar sırasında göz önünde bulundurulması gereken unsurlar arasında; mine ve dentinin yapısı, kavitenin preperasyonundan sonra arda kalan diş dokularının durumu ve tercih edilen adeziv sistemin özellikleri sayılabilir ⁽⁶⁻⁸⁾. Günümüzde farklı klinik senaryolar için etch-and-rinse, self etch veya universal adeziv sistemlerden yararlanmak mümkündür ⁽⁹⁾.

Dental adeziv sistemlerin uygulama aşamaları yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir. Tüm uygulama adımları kullanılan dental adezivin üretici talimatları göz önünde bulundurularak, adım adım yapılmalıdır. Dental adeziv tipine göre asit, primer ve bond farklı şekillerde bir arada bulunuyor olabilir.

Adeziv Sistemlerin uygulanması sırasında sıklıkla özel godeler kullanılır. Hekim işlem esnasında gode içerisinde yer alan adezivi bir mikro fırça veya aplikatör yardımı ile kaviteye uygular. Üreticiler ürünlerin nasıl uygulanması gerektiğini kullanım kılavuzlarında detaylı bir şekilde açıklarlar. Ancak teorik talimatlara birebir uymak klinik uygulamalarda zaman zaman mümkün olmayabilir. Adezivin godeye konulmasının ardından meydana gelebilecek gecikmeler dişe adeziv uygulanmasını geciktirebilir. Kavite izolasyonunun bozulması, kaviteye kan sızması, ilk etapta seçilen aplikatör veya mikro fırça ucunun kaviteye uygun olmaması, el aletlerinden birinin düşürülmesi, son anda fark edilen rezidüel çürük veya düzeltilmesi gereken bir kavite kenarı adeziv uygulama aşamasında bir gecikmeye sebep olabilir. Aynı şekilde restore edilecek kavite sayısının birden fazla olduğu durumlarda adeziv uygulama aşamasında benzer gecikmeler yaşanabilmektedir. İşleme başlanırken godeye konulmuş olan adeziv sistemin komponentleri bu süre zarfında, üzeri kapatılmış olsa dahi kısmen buharlaşabilir.

Kompozit restorasyonların uzun dönem klinik başarısını belirleyen en önemli aşamalardan birisi adeziv uygulama basamağıdır. Yaptığımız literatür taramasında bağlayıcı sistemlerin bond şişesinden bir godeye aktarılmasından sonra dişe uygulanmasına kadar geçen zamanın bağlanmayı nasıl etkilediğine dair herhangi bir çalışmaya ulaşamamıştır. Bu tez çalışmasında güncel adeziv sistemlerin şişeden godeye aktarıldıktan sonra dişe uygulanmasına kadar geçen sürenin, dentin adeziv bağlantısını nasıl etkilediğini araştırmak hedeflenmiştir. Çalışmamızın sıfır hipotezleri;

H01: Çalışmamızda test ettiğimiz dental adezivlerin bond şişesinden bir godeye aktarılmasından sonra dişe uygulanmasına kadar geçen zaman dentine olan bağlanma dayanımlarını etkilemez.

H02: Çalışmamızda kullandığımız farklı dental adezivlerin dentin dokusuna bağlanma dayanımları arasında bir fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Sert Dokuları

2.1.1. Mine Dokusu

Mine dokusu insan vücudunun en sert dokusudur. Diş kuronunu en dıştan örter ve altında yer alan dentin ve pulpa dokularını fiziksel, kimyasal ve termal etkilere karşı korur. Mine dokusu yüksek mineral içeriğe sahiptir. İçeriği ağırlıkça %95 inorganik yapı, %1-2 organik materyal ve %2-4 sudur. İnorganik yapıda yüksek oranda hidroksiapatit kristalleri $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ yer almaktadır ⁽¹⁰⁾.

Mine dokusu gelişimsel olarak ektoderm kaynaklıdır. Mine, dentin sınırında bulunan ameloblast adı verilen hücreler tarafından oluşturulmaktadır. Kemiklerin aksine mine mineralize olduktan sonra aselülerdir. Kırılma, aşınma veya çürüme sonrası kendini yenileme yeteneği yoktur ⁽¹⁰⁾. Mine kristalleri kemik, sement ve dentine göre hacimce çok daha fazladır. Mine kristalleri kalınlıklarına göre oldukça uzundur. Dentinden diş yüzeyine doğru uzanırlar ve prizma adı verilen demetler halinde dizilmişlerdir ⁽¹¹⁾. Mine prizmaları etrafında bu prizmaları saran prizma kınları mevcuttur. Bu prizma kınları protein matriksten oluşur. Prizma kınları mine içerisindeki iyonik hareketi sağlamaktadır ⁽¹²⁾.

Diş kuronunu örten mine kalınlığı farklı dişlerin farklı bölgelerinde farklı kalınlıklara sahiptir. Kesici dişlerin insizal kenarında ortalama 2 mm iken premolar dişlerin tüberkül tepelerinde 2,5 mm kalınlığındadır. Molar dişlerin tüberkül tepelerinde 2,5-3 mm kalınlığa ulaşırken mine sement birleşim bölgesine yakın kole bölgesinde 100 µm'den daha az kalınlığa sahiptir ⁽¹³⁾.

2.1.2. Dentin Dokusu

Dentin dokusu dişin büyük bir bölümünü oluşturur. Yüksek oranda mineralize olmuş mine dokusu ile kaplıdır. Kökte dişlerin alveol kemiğe bağlanmasında rol oynayan sement ile çevrilidir. Yapısı heterojendir ve ağırlıkça %70 inorganik yapı, %20 organik yapı ve %10 sudan oluşmaktadır. Bu oranlar hacimsel olarak incelendiğinde %50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve %20 su içermektedir ⁽¹⁴⁾.

Filogenetik çalışmalar, osteoblast/odontoblast benzeri hücrelerin alveol içinde yer almasıyla, başlangıçta dentin analoglarının kemiğe çok benzediğini bildirmektedir ⁽¹⁵⁾. Dentin kolajen

matriksin içinde apatit kristallerinin yer aldığı gözenekli biyolojik bir yapıya sahiptir. Bu mineralize olmuş matriks dentin mine birleşiminde kolajen salgılamaya başlayan odontoblastlar tarafından oluşturulmaktadır ⁽¹⁶⁾. Dentin yapısı içerisinde karakteristik olarak tübüller bulunmaktadır. Bu tübüllerin çapı ve sayısı farklılık göstermektedir. Ortalama bir dentin tübülünün çapı 2-4 µm arasında değişkenlik göstermektedir. Tübül sayısı ise mm²'de 18.000-21.000 civarındadır ⁽¹⁷⁾. Dentin tübülleri şekil olarak bir koniye benzemektedir. En geniş olduğu bölüm pulpaya yakinken en küçük boyutlar dentin mine birleşiminde gözlenmektedir. Tübüllerin her birinin içinde kolajen bakımından zayıf hipermineralize intertübüler dentin bulunmaktadır ^(18, 19). Dentin tübüllerinin geçirgenlik özelliği mikroskobik boyutlardan daha küçük boyutlarda olduklarını göstermektedir. Dentin mine birleşimindeki tübüllerin mikroskobik çapı 0,5-0,9 µm arasında boyutlara sahipken geçirgenlik anında bunun 0,1 µm çapında gibi işlev görmektedir ^(20, 21).

Dentin matriksinin organik yapısının büyük çoğunluğu kolajenlerden oluşur. Tip 1 kolajenin oranı yaklaşık %90'dır. Organik yapıda geri kalan kısım ise protein büyüme faktörleri, proteoglikanlar ve matriks metalloproteinazlardan oluşmaktadır ^(22, 23). Dentin içerisindeki su ise konumuna göre değişkenlik göstermektedir. Büyük çoğunluğu herhangi bir bağ kurmamış sudur. Yaklaşık %1'den az bir kısım su ise apatit kristalleri ve kolajenler ile ilişkilidir ⁽¹⁶⁾.

Üç tip dentin vardır. Primer dentin bir dişin ağız içinde sürmesinden önce büyük ölçüde oluşmuş olan orijinal dentindir. Dış tabakası genç dişlerde mineralizasyonu tamamlamadığı için yaklaşık %4 oranında mineralizedir ⁽²⁴⁾. Yeni farklılaşmış odontoblastlar tarafından sentezlenen manto dentin yaklaşık olarak 150 µm genişliğindedir ⁽²⁵⁾.

Sekonder dentin kök oluşumunun tamamlanmasından sonra salgılanan dentindir. Primer dentin ile sekonder dentin arasındaki en belirgin farklılık primer dentin hızlı salgılanırken sekonder dentinin yavaş salgılanmasıdır. Uzun yıllar boyunca pulpa çevresinde çok fazla sekonder dentin salgılanır. Bu nedenle yıllar geçtikçe pulpa odası ve kök kanalları daralırken bu bölgede bulunan sekonder dentin büyümektedir ⁽¹⁶⁾.

Üçüncü tip dentin ise reaksiyoner veya tamir dentini olarak bilinmektedir. Çürük, travma veya aşınmalar (erozyon, abrazyon, abfraksiyon) nedeniyle salgılanan dentin tipidir ⁽²⁶⁾.

2.2. Diş Çürüğü

Diş çürüğü insanların yaşamları boyunca maruz kaldığı ve çocuklarda da görülen, önlenabilir etiolojisinde birden çok faktörün olduğu bir hastalıktır ⁽²⁷⁾. Diş çürüğünün başlaması, durması veya tersine dönmesi diş içindeki remineralizasyon ve demineralizasyon arasındaki dengeye bağlı bir durumdur. Remineralizasyon ve demineralizasyon sürekli olarak bir denge içerisinde devam etmektedir. Zamanla bu dengenin herhangi biri yönünde değişmesi diş yüzeyinde çürüğe ve kavitasyona veya mevcut çürüğün durmasına neden olmaktadır ⁽²⁸⁾.

Çürük lezyonları, oral *biyofilmlerin* uzun süre dişler üzerinde kalmasına izin verildiği takdirde, bu *biyofilmlerin* olgunlaşması neticesinde gelişir. Herhangi bir kavitasyon plakta yer alan bakterilerin düşük pH'a uyum sağladığı ekolojik bir niş oluşumunu kolaylaştırır ⁽²⁹⁾. Mine yüzeyindeki diş çürükleri plağın altındaki yüzeyde demineralizasyona bağlı olarak küçük beyaz lekeler olarak görülmektedir. Kök yüzeyinde ise benzer bir görüntü ortaya çıksa da kavitasyon gelişiminin erken aşamalarında dokuya daha fazla bakteri geçebilmektedir ⁽³⁰⁾.

Çürük risk faktörleri değişkenlik göstermektedir. Fiziksel ve biyolojik olarak risk faktörleri sıralandığında, yetersiz tükürük akışı, yetersiz tükürük bileşenleri, yüksek sayıda karyojenik bakteri varlığı, dişeti çekilmeleri, immünolojik bileşenler, özel bakım gerektiren engeller listede yer almaktadır ⁽³¹⁻³³⁾. Çürük kişinin yaşam tarzıyla yakından ilişkilidir. Kötü ağız hijyeni, zayıf beslenme alışkanlıkları, sık sık rafine karbonhidrat tüketimi gibi faktörler çürük başlangıç riskini artırır ^(34, 35). Çürük riskiyle ilgili diğer faktörlere sosyo-ekonomik standartlar, ortodontik problemler, tükürük miktarı ve kalitesi, kötü tasarlanmış bölümlü protezler örnek verilebilir ⁽³⁶⁾.

Küçük yaşlarda mutans streptokoklar ile diğer karyojenik bakterilere maruz kalınması risk faktörlerini arttırıcı bir etki gösterebilir ⁽³⁷⁾. Mutans streptokoklar haricinde oral biyofilm içerisinde yer alan streptokokus sobrinus ve laktobasillerde karbonhidratları fermente ederek mine yüzeyindeki pH değerinin kritik değer olan 5,5 altına düşmesine neden olabilmektedir ⁽³⁸⁾.

2.3. Dental Adezivler

Dental adezivler temel olarak diş dokuları ile kompozit rezin restorasyonların veya kompozit rezin simanların birbirine bağlanmasını sağlayan yapıştırıcılardır. İyi bir adezivin başarılı bir bağlantının kurulması ve devam ettirilebilmesi için bazı özelliklere sahip olması gerekir. Mekanik olarak dayanıklılık, sızdırmazlık dental adezivin sahip olması gereken özelliklerin başında gelmektedir ⁽⁴⁾.

Dental adezivler iki farklı yapıya iki farklı mekanizma ile bağlanmaktadır. Mine veya dentin yüzeyine temel olarak mikromekanik bir tutunma gerçekleşmektedir. İkincisi dental adezivin kompozit rezin üzerinde bulunan oksijen inhibisyon tabakasındaki karbon çift bağları ile kopolimerize olarak kompozit rezine bağlanması şeklindedir ⁽³⁹⁾.

2.3.1. Dental Adezivlerin Kimyasal İçeriği

Dental adeziv ile kompozit rezin arasındaki bağın dayanıklı olması için kurulacak olan kovalent bağların da güçlü olması gerekmektedir. Bu nedenle dental adezivlerin içerisine kompozit rezinlerdekine benzer şekilde rezin monomerler eklenmektedir. Monomerler dental adeziv için yapısal süreklilik, fiziksel ve mekanik özelliklerin kazandırılmasını sağlar. Akrilatlar ve özellikle metakrilatlar dental adezivler içinde en yaygın kullanılan monomerlerdir. Akrilik monomerler renksiz, tatsızdır. Kolay bir polimerizasyon reaksiyonuna sahiptirler ⁽⁸⁾. Akrilat monomerleri ile metakrilat monomerlerinin reaktivitesi birbirinden farklıdır. Akrilatlar metakrilatlara göre daha reaktiftir. Bu nedenle akrilat monomerlerin raf ömrü daha kısa olabilir. Bunun yanında bazı biyouyumluluk sorunları gösterebilir. Diğer yandan metakrilat monomerler ise oksijen inhibisyonuna karşı daha az duyarlıdır ⁽⁴⁰⁾.

Monomer aralayıcısı, işlevsel ve polimerize edilebilir grupları birbirinden ayrı tutma işlevini yerine getirmektedir. Aralayıcı aynı zamanda monomerin ve sonra ortaya çıkan polimerin bazı özelliklerini de etkilemektedir ⁽⁴¹⁾. Aralayıcının polaritesi aynı zamanda monomerin çözünürlüğünü de etkilemektedir. Aralayıcı grubun hidrofilikliği monomerin su emmesine neden olabilir ve bu durum neticesinde renk bozulmaları gözlenebilir. Aralayıcı gruplar aynı zamanda monomerlerin esnekliğini de etkilemektedir ⁽⁴⁰⁾.

Fonksiyonel monomerlerdeki fonksiyonel grup hidrofilik özellikler taşımaktadır. Fonksiyonel grup dentinin ıslanabilirliğini ve demineralizasyonu artırır. Florür salınımını artırır. Adezive antimikrobiyal özellik kazandırır. Bunların yanı sıra adezyon artırıcı fonksiyonel monomerler hidrofilik özellikleri ile dentine bağlanmayı artırırlar. Kullanılan en yaygın fonksiyonel gruplar fosfat, alkol ve karboksil asit gruplarıdır ⁽⁴²⁾. Fonksiyonel gruplar belirli bir düzeye kadar demineralizasyona neden olmaktadır. Fonksiyonel gruplar aşındırma agresifliğine göre sıralandığında grupların asitliği ön plana çıkmaktadır. Sıralama şu şekildedir: sülfonik asit > fosfonik asit > fosforik asit > karboksilik asit > alkol ⁽⁴³⁾.

Monomerlerin polimere dönüşüm oranı elde edilen polimerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde son derece etkilidir. Dönüşüm genellikle tam anlamıyla tamamlanamaz.

Basitleştirilmiş adeziv sistemlerde dönüşüm derecesinin düşük olduğu gösterilmiştir. Düşük dönüşüm derecesi fiziko-mekanik özelliklerin kötü olmasının yanı sıra daha fazla nano sızıntı, daha fazla su emilimi, diş-kompozit rezin bağlanma yüzeyinin bozulması, daha düşük biyo uyumluluk gibi sorunları beraberinde getirebilir (2, 44-46).

Metakrilik asit (MA) monomeri diğer monomerlerdeki ester gruplarının hidrolizini gerçekleştirmektedir. Bu nedenle birçok dental adeziv üründe değişen oranlarda kullanılmaktadır. Ancak tahriş edici olması, aşındırıcı özelliği ve alerjik reaksiyonlara neden olabileceği ihtimali kullanımını sınırlandırmaktadır (8).

Metil metakrilat (MMA) metakrilik asit gibi eskiden kullanılmıştır. Günümüzde pek kullanımı tercih edilmemektedir. Sebebi alerjik reaksiyonlara neden olmasıdır. Adezivlerin içine katılmasının amacı diğer monomerler için çözücü özellik göstermesidir (8).

HEMA (Hidroksietil Metakrilat), diş hekimliği haricinde birçok sektörde kullanılan bir monomerdir. Tıbbi alanlarda kullanım sıklığının sebebi diğer birçok monomere göre daha iyi olan biyouyumluluğudur. HEMA su, etanol ve aseton içinde çözünbilme özelliğine sahiptir. Bu özelliğinin yanı sıra dental adezivler içinde küçük miktarlarda da olsa buharlaşabilmektedir (47, 48).

HEMA hidrofilik özelliklere sahip bir monomerdir. Bu durum HEMA'yı adezyon arttırıcı bir monomer haline getirmektedir. Dentinin ıslanmasını arttırır. Bu sayede oluşan bağ kuvvetlerinde iyileşmeler görülür. HEMA'nın önemli bir dezavantajı ise polimerizasyon sonrası hidrofilik özellikler sergilemeye devam etmesidir. Bu özelliğinden dolayı bir süre sonra su alımına bağlı olarak şişme ve renk bozulmaları gözlenmektedir. Bu durum mekanik özellikleri olumsuz etkilemektedir (49). HEMA iyi bir ıslanabilirlik sağlamanın yanı sıra çözücü özellikler göstermesi nedeniyle de dental adezivlere sıklıkla eklenmektedir.

4-META (4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit) adezyon arttırıcı ve demineralize edici bir monomer olarak dental adezivlerin içerisinde bulunmaktadır. Ayrıca 4-META altın ve amalgam gibi materyallerin de ıslanabilme özelliğini arttırmaktadır (50).

4-AETA (4-akriloyiloksietil trimellitat anhidrit) yapı olarak 4-META monomerine benzemektedir. Farklı olarak metakrilat grubu yerine polimerize edilebilen bir akrilat grubuna sahiptir. Bu sayede daha iyi bir polimerizasyona katkıda bulunur. Ayrıca dentin içerisine adezivin penetrasyonunu arttırmaktadır (8).

10-MDP (10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat) farklı sıvılar içinde çözünme özelliğine sahiptir. Bu özelliği yapısındaki dihidrojenfosfat grubu kazandırmaktadır. Adezivler içine eklenmesinin en önemli nedeni aşındırıcı bir monomer olmasıdır⁽⁵¹⁾. Aseton ve etanol 10-MDP monomeri için ideal çözücülerdir. 10 karbon atomundan oluşan bir ara gruba sahiptir.

MDP, apatit kristalitlerine kimyasal olarak bağlanan fonksiyonel bir monomerdir⁽⁵²⁾. Kemoanalitik analizler dental adezivlerin içinde kullanılan bazı fonksiyonel monomerlerin ve kalsiyum iyonları arasındaki iyonik bağların, kollajen fibriller ile polimerize olan monomerler arasında oluşan mikromekanik bağlanmadan daha güçlü olduğu yönünde sonuçlar bildirmektedir^(52, 53).

10-MDP monomeri içeren dental adezivlerin kullanıldığı çalışmalarda reçine-dentin arayüzeylerinde transmisyon elektron mikroskobu (TEM) görüntüleri incelendiğinde nano tabakalar gözlenmiştir. Ortaya çıkan bu nano yapıları tabakaların 10-MDP-Ca tuzları olduğu bildirilmiştir. Bu tabakanın ise reçine-dentin bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir⁽⁵⁴⁾.

Self etch primerlerin kullanılmaya başlanmasıyla birlikte asidik monomerlerin üretimi ve kullanımı yaygınlaşmıştır. Bunların öncülerinden birisi Fenil-P monomeridir. Bu monomerin demineralize dentin içinde adezivin diffüzyonunu arttırdığı bildirilmektedir. Ancak günümüzde yaygın olarak kullanılan bir monomer değildir⁽⁵⁵⁾.

Dental adezivlerde günümüzde sıklıkla kullanılan monomerler dimetakrilat monomerleridir. Bunların başında Bis-GMA (Bisfenol A-glisidil metakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilenglikol dimetakrilat) gelmektedir. Bu monomerler çapraz bağlayıcı monomerlerdir. Çapraz bağlar sayesinde adezivin mekanik özellikleri üzerine doğrudan etkileri vardır⁽⁵⁶⁾. Mono metakrilat monomerler ile kıyaslandıkları zaman dimetakrilat monomerler hidrofobiktir, su içinde çözünmeleri daha sınırlıdır. Bu sayede adeziv polimerize edildikten sonra daha az su emileceği için renk bozulması ve bazı mekanik problemlerin önlenmesi sağlanmaktadır.

Bis-GMA monomeri dental adezivler içerisinde kullanıldığı gibi kompozit rezinler içerisinde de bulunmaktadır. Yapısı oldukça visközdür. Moleküler ağırlığı yüksek olan Bis-GMA monomeri polimerizasyon sonrası daha düşük büzülme göstermektedir. Bu durum oluşan polimer yapının mekanik özelliklerinin daha iyi olmasını sağlamaktadır⁽⁸⁾. Avantajlarının yanı sıra Bis-GMA monomerinin biyo uyumluluğu hakkında tartışmalar mevcuttur. Hem erkek hem

dişi fareler üzerinde yapılan çalışmalarda hem Bis-GMA'nın hem de TEGDMA'nın doğurganlık üzerinde olumsuz etkilere sebep olduğu bildirilmiştir ⁽⁵⁷⁾.

UDMA, Bis-GMA ile kıyaslandığında daha dūřuk moleküler ağırlığa sahiptir. Yine Bis-GMA ile kıyaslandığında daha dūřuk bir viskoziteye sahiptir. Adezivlerin içinde kullanılacağı zaman genellikle TEGDMA veya Bis-GMA ile kombine bir şekilde kullanılmaktadır ⁽⁴⁰⁾.

Geleneksel metakrilat gruplarının yapısında bulunan ester grubunun yerine bir amid grubunun eklenmesiyle metakrilamidler sentezlenmiştir. Amid monomerlerinin tercih edilmesinin sebebi kollajen içindeki amino asitlere yapısal benzerliğidir. Bu sayede kollajen içindeki karbon grupları ile bağlanma teşvik edilmiş olmaktadır ⁽⁵⁸⁾.

2.3.2. Diş Dokularına Bağlanma ve Asit ile Aşındırmanın Başlangıcı

Bir kimyager olan Oskar Hagger 1940'lı yılların sonlarına doğru “*Sevriton Cavity Seal*” adını verdiği ilk dental adeziv ürününü geliştirdi ⁽⁵⁹⁾. Geliřtirilen bu dental adeziv gliserolfosforik asit dimetakrilat içermektedir. Baęlanma mekanizmasının ise kimyasal etkileşim ile bağlanma temeline dayandığı dūřnlmektedir ⁽⁶⁰⁾. Daha sonra Kramer ve McLean tarafından yapılan bir çalışmanın sonuçlarında ise gliserolfosforik asitin yüzey penetrasyonu yoluyla dentine bağlanmayı arttırdığı ileri sürüldü ⁽⁶¹⁾. Ancak bu ürünün kullanımı sırasında mevcut olan metakrilat bazlı kompozitlerin yüksek termal genleşme ve arayüz gerilimi nedeniyle klinik olarak başarısız sonuçlar elde edildi ⁽⁶²⁾.

1955 yılına gelindiğine Buonocore mine yüzeyinin %85 fosforik asit ile aşındırılmasının mine akrilik rezin arasında kurulan bağlanma gücünü arttırdığını bildirdi ⁽⁶³⁾. Mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi sonucu yüzey prrzllğnn artması ve bu sayede mikromekanik tutuculuktan faydalanılmasının bağlanma kuvvetini arttıran etken olduğu dūřnld ⁽⁶⁴⁾.

2.3.3. Dentine Bağlanma İçin İlk Girişimler

1950'li yıllarda Bowen daha sonraki dönemde kompozit rezinlerin temeli olacak Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) monomerini sentezledi. Bu gelişmelere rağmen dentin yüzeyinde elde edilen bağlanma dayanımı mine yüzeyinde elde edilen bağlanma dayanımından daha dūřkt ⁽⁶⁵⁾. Bunun nedenleri arasında dentinin tübüler yapısı, tübüllerdeki dentin sıvısı, dentinin fakrlı bölgelerinde farklı histolojik özellikler taşıması ve ortamdan oksijenin tamamen uzaklaştırılamaması sayılabilir. Kavite hazırlanması sırasında ortaya çıkan smear tabakası dentin geçirgenliğini azaltabilir ⁽⁶²⁾.

Buonocore ve ark. 1956 yılında fosforik asit dimetakrilat içeren metil metakrilat bazlı bir rezinden oluşan ilk dentin adezivini geliştirdi. Dentin yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan bu adeziv ile bağlanma gerçekleştiğinde elde edilen bağlanma dayanımı 2,6 MPa olarak bildirildi. Dentin yüzeyinin adeziv uygulanmasından önce %7'lik bir hidroklorik asit ile aşındırılmasını takiben elde edilen bağlanma dayanımı değerlerini ise 5,4 MPa olarak bildirildi ⁽⁶⁶⁾. Geliştirilen dentin adezivinin hidroksiapatitten (HAp) gelen kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim yoluyla bağlanmayı arttırdığı düşünülmektedir ⁽⁶⁷⁾.

Bis-GMA'nın mucidi 1965 yılına gelindiğinde ise N-fenilglisin (NPG) ve glisidil metakrilat (GMA) arasında gerçekleşen reaksiyon sonucu bir komonomer sentezledi. NPG-GMA adı verilen bu bileşiğin bir dentin bağlayıcı ajanı olabileceği belirtildi ⁽⁶⁸⁾. Bu yeni komonomerin sert dokular ile reaksiyona girdiği düşünüldü. NPG-GMA'nın bir ucunda şelasyon yoluyla hidroksiapatit (HAp) ile diğer uçta ise restoratif materyal ile bağlantı kurabileceği düşünüldü. Ancak o dönemki görüntüleme teknolojisi yeteri kadar gelişmiş olmadığı için bu teori kanıtlanamadı ⁽⁶⁹⁾.

2.3.4. Adezyonun Temel Mekanizması

Herhangi bir restoratif malzemenin diş dokusuna, adezivlere ve simanlara bağlanabilmesi için temel adezyon mekanizmaları; yüzey ıslatma, mikroretansiyon ve kimyasal etkileşimdir. Sağlam ve uzun ömürlü bir bağlanma sağlanabilmesi için klinik olarak bu üç temel mekanizma her zaman korunmalıdır ⁽⁷⁰⁾. Dentin doğası gereği ıslak-nemli bir dokudur. Dentine bağlanmanın sağlanabilmesi için kullanılacak bağlayıcı ajanın başlangıçta hidrofilik özellikler sergilemesi beklenir. Polimerizasyondan sonra ise su emilimini sınırlandırmak ve hidroliz yoluyla bağlanmanın bozulmasını önlemek için hidrofobik özellikler göstermelidir ⁽²⁾.

Kesici ve aşındırıcı döner aletlerin kullanıldığı kavite hazırlama aşamasında dental yüzeylerde kalan dentin ve mine artıkları, bozulmuş kollajenler ve ölü bakterilerin oluşturduğu amorf organik tabakaya “*smear tabakası*” denir ⁽⁷¹⁾. Smear tabakası tüm yüzey boyunca yayıldığı için yüzey ıslanmasını doğrudan etkilemektedir ⁽⁷²⁾. Yüzeyi kaplayan smear tabakası dikkate alınmazsa bağlanma için kullanılan adezivler smear tabakasıyla yüzeyel bir bağlantı kurar. Bu durumda bağlanma başarısızlıkla sonuçlanır ^(73, 74). Sonik aşındırmalar, kum püskürtme ve lazer ablasyon gibi alternatif kavite hazırlama yöntemleri smear tabakası oluşumunu azaltabilir. Ayrıca frezler ile kavite hazırlığı yapılırken küçük grenli frezlerin kullanılması da smear tabakası oluşumunu azaltabilir ^(6, 75).

Mikro retansiyon ve mikromekanik kilitleme mineralize olan mine ve dentin dokusunda adezyonun birincil mekanizmasıdır. Mikroretansiyon iki farklı yöntemle elde edilir. Bunlardan birincisi pürüzlendirme yöntemiyle mekanik tutunmayı arttırmaya yönelik yaklaşımdır. İkinci yöntem ise kimyasal etkileşimdir ⁽⁷⁶⁻⁷⁸⁾. Kimyasal etkileşim atomik ve moleküler düzeyde yüzeylerin birbirine en yakın olduğu temastır. Bu temasın bağlanma dayanımını artırıcı yönde etkisi olduğu düşünülmektedir. Kimyasal etkileşim miktarı ilerleyen dönemde arttırılamaz. Başlangıçta elde edilen kimyasal etkileşimin avantajı yaşlanma ile birlikte azalması beklenen bağlanma dayanımının azalmasını önlemesidir ⁽⁷⁹⁾. Dentinde bulunan kollajen gibi organik doku bileşenleri ile birincil kimyasal bağların kurulması oldukça zordur. Bu nedenle genellikle sadece ikincil kimyasal bağ olan “*van der Waals*” ve çok az miktarda da *hidrojen bağları* kurulabilir ⁽⁷⁰⁾.

2.3.5. Dentinin Asit ile Aşındırılması ve Hibrit Tabaka Kavramının Gelişmesi

Fusuyama ve ark. 1979’da dentin yüzeyinin 60 saniye boyunca %40’lık fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin diş tedavileri sırasında elde edilen bağlanma dayanımını arttırabileceğini öne sürdü ⁽⁸⁰⁾. Fakat o yıllarda dentin üzerinde asidik ajanların kullanılmasının ciddi pulpa hasarları oluşturabileceği düşüncesi bilim insanlarının üzerinde hem fikir olduğu bir konuydu. Bu nedenle dentinin asit ile aşındırılmasına şüphe ile yaklaşıldı ^(81, 82). Bu durum 1986 yılında Chan ve Jensen’in yaptıkları bir çalışma ile tamamen reddedildi: dentin yüzeyine %37 fosforik asit uygulandıktan sonra 0,4 mm kalınlığındaki dentin örneklerinde hidrojen iyon penetrasyonunun çok az olduğu ortaya koyuldu ⁽⁸³⁾.

Hızla gelişen dental adeziv sistemlerin çığır açan bir başka gelişmesi 1982 yılında Nakabayashi’nin “*Hibrit Tabaka*” kavramını ortaya koymasıydı. Nakabayashi ve ark. sitrik asit ve demir klorür içeren bir çözelti ile muamele edilmiş olan dentin yüzeyine 4-META bazlı bir adeziv uyguladı. Daha sonra adeziv arayüz taramalı elektron mikroskobu ile görüntülendi. Elde edilen görüntülerde adeziv rezin monomerlerinin inter ve intratübüler dentin içine yayıldığı ve bu bağlanma arayüzünün altında aside dirençli bir tabaka olduğu görüldü ⁽⁸⁴⁾. Hibrit tabaka tarafından oluşturulan mekanik kilitlenme hem restorasyonun dış sert dokularına bağlanmasını hem de bağlanma sonrasında aşırı duyarlılığı önleyen sızdırmazlığı sağlamaktadır ⁽⁸⁵⁾.

1984 yılına gelindiğinde Ca^{+} ile kimyasal bağ yapabilen fenil-P monomeri, MDP monomeri ile değiştirildi. Buna rağmen dentin bağlanma dayanımı hala düşüktü. Bunun nedeni asit ile muamele edilen dentinde kalan kalsiyumun az olmasına bağlandı ⁽⁸⁶⁾. 1987 yılında ise ışık ile

sertleşme için katalizörlerin piyasaya sunulmasıyla birlikte başka bir MDP içeren dental adeziv geliştirildi ve elde edilen bağlanma dayanımında bir miktar iyileşme görüldü ⁽⁶²⁾.

2.3.6. Birinci ve İkinci Nesil Adeziv Sistemler

Birinci nesil adeziv sistemler aktif bileşen olarak gliserofosfat dimetakrilat (GPDM) içermektedir. GPDM fosfat fonksiyonel grubu sayesinde hidroksiapatite (HAp) iyonik olarak bağlanabilme potansiyeline sahiptir. Yapılan araştırmalarda, GPDM'nin HAp üzerine adsorbe olmasına rağmen kimyasal olarak yeterli bir bağlanma sağlayamadığı tespit edildi ⁽⁸⁷⁾. Piyasada bulunan ilk birinci nesil dental adeziv sistemler 1960'lerde ticarileştirildi. Bu ilk nesil adeziv sistemler laboratuvar çalışmalarında 1,5-4,5 MPa bağlanma değerleri ortaya koydu. Bu bağlanma değerleri klinik olarak zayıf performans olarak değerlendirildi ⁽⁶⁸⁾.

1970'lerin sonlarında ve 1980'lerde dental adeziv sistemlerin geliştirilmesine yönelik birçok çalışma yapıldı. Bu çalışmalarda temel amaç minenin inorganik dentinin de organik yapısı ile kimyasal olarak etkileşime girebilecek monomerler sentezleyebilmektir ^(88, 89).

İkinci nesil adeziv sistemlerin çoğu doldurucu partikül içermeyen, halo fosfor esterlerle karıştırılmış hidroksietil metakrilat (HEMA) veya Bis-GMA bazlı kompozit rezin monomerleri içermektedir ⁽⁶⁷⁾. İkinci nesil dental adezivlerin bağlantı mekanizmasının, halo fosfor gruplarının HAp ile iyonik bağ kurarken kompozit rezin matrisi ile karbon-karbon çift bağları aracılığıyla bağlanmasına dayandığı düşünüldü ⁽⁹⁰⁾. İkinci nesil dental adezivler birinci nesil dental adezivlere benzer şekilde in vitro çalışmalar neticesinde başarısız sonuçlar verdi. Ayrıca klinik çalışmalarda retansiyon başarısızlıkları da çok fazla oldu ^(91, 92).

İkinci nesil dental adezivler, kavite hazırlanması aşamasında ortaya çıkan smear tabakasını dikkate almadı. O dönemde smear tabakasının kullanılan dental adeziv ile dentin substratı arasında doğrudan etkileşime engel olabileceği düşüncesi yoktu. Doğal olarak ikinci nesil dental adezivler uygulandıklarında aslında smear tabakası ile bağlanma gerçekleşti. Bu nedenle dental adeziv ile dentin arasında aslında çok zayıf bir bağlanma gerçekleşti ⁽⁷⁰⁾.

2.3.7. Üçüncü Nesil Dental Adezivler

Üçüncü nesil dental adezivlerin bağlanma mekanizmasının temelinde yüzey ıslatabilirliği ve monomerlerin dentine difüzyonu yer almaktadır. Bu nedenle üçüncü nesil dental adezivler ıslatabilirliği ve difüzyonu engelleyen smear tabakası ile iki şekilde ilgilendi. Bunlardan birincisi smear tabakasının tamamen kaldırılması iken diğeri smear tabakasının modifiye

edilmesidir ⁽⁹³⁾. Bu amaçla bazı çözeltiler kullanıldı. Bunlar: HEMA ve organik asit içeren çözeltiler, nitrik asit ile karıştırılmış alüminyum, %20 kalsiyum klorür içeren çözeltiler, %10 sitrik asit içeren çözeltiler, etilendiamintetraasetik asit (EDTA) ve dipentaeritrol pentaakrilat (PENTA), HEMA ve etanol karışımı içeren primerlerdir ⁽⁹⁴⁻⁹⁶⁾.

Üçüncü nesil dental adezivlerin geliştirilmesiyle uygulama tekniklerinde de farklılıklar oldu. Uygulama esnasında izlenen aşamaların sayısında bir artış gerçekleşti. Bu artış restoratif işlemlerin prosedürlerinin karmaşıklığını ciddi ölçüde arttırdı ⁽⁹⁷⁾. Üçüncü nesil dental adezivler hidrofilik monomerlerden oluşan ve dentin yüzeyinin ıslatabilirliğini artırırken hidrofobik adeziv rezin ile substrat arasında bağlanmayı destekleyen bir dentin primerine sahiptir. Bu sistemler ile klinik uygulama asit ile aşındırma, primer uygulaması ve dental adezivin uygulanması şeklinde aşamalara bölündü ⁽⁹⁸⁾.

Üçüncü nesil dental adezivler, dentine bağlanmada ilk iki nesile göre teknolojik olarak bir ilerleme olarak görülebilir. Ancak yapılan in vitro çalışmalarda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasında büyük farklar ve mikro sızıntı testlerinde başarısız sonuçlar bildirildi ^(99, 100). Üçüncü nesil dental adezivlerin geliştirilmesinin bir kazancı 4-META, MMA (metil metakrilat) ve PMMA (poli metil metakrilat) içeren self cure adezivlerin üretilmesidir. Bunlar 1982'den beri yaygın bir şekilde kullanılarak klinik olarak başarılı sonuçların elde edilmesine katkıda bulundular ⁽⁶²⁾

2.3.8. Dördüncü Nesil Dental Adezivler ve Dentin Wet Bonding Tekniği

1990'lı yılların başında piyasaya sürülen yeni dental adeziv sistemler asit-etch veya total etch tekniğine odaklandı ⁽¹⁰¹⁾. Bu teknik klinik protokollerde uygulanmaya başlandığında amaç adezivin uygulanmasından önce ortaya çıkmış olan smear tabakasını tamamen kaldırmaktır. Bu nedenle mine ve dentine 20 saniye boyunca fosforik asit uygulanmaktadır ⁽¹⁰²⁾. Smear tabakasının tamamen kaldırılması ile dental adezivin demineralize dentin substratı ile doğrudan etkileşimine olanak sağlandı ⁽¹⁰³⁾. Adeziv rezin, asit ile muamele edilmiş olan intertübüler dentin içinde yayılır ve rezin emdirilmiş bir dentin tabakası elde edilir ⁽¹⁰⁴⁾.

1992 yılında Kanca ve Gwinnett yaptıkları farklı çalışmalarda dental adeziv işlemlerinin uygulanma aşamasında dentin yüzeyinin nemli tutulmasının bağlanma dayanımı üzerinde olumlu bir etki yapabileceğini bildirdiler ^(105, 106). Asit ile muamele edilen dentin yüzeyinin daha sonra hava ile kurutulması dentin içindeki kollajenlerin arasındaki boşlukların kaybına neden olmaktadır ⁽¹⁰⁷⁾. Kollajenler arasında boşlukların olmayışı adeziv rezinin difüzyonunu engeller.

Bu durum ise hibrit tabakanın oluşumunu olumsuz etkiler. Aksine asit ile muamele edilmiş dentin yüzeyi adeziv uygulama aşamasında hafif nemli bırakılırsa kollajenler arasındaki boşluklar korunacaktır. Bu sayede primer ve adeziv rezin monomerleri dentin içine diffüze olarak hibridizasyonu iyileştirecektir ^(108, 109). Bu uygulama tekniğine wet bonding denilmektedir. Bir organik çözücü ile hidrofilik monomerlerin karışımı olan primerler dentin yüzey enerjisini arttırmaktadır. Asit ile muamele edilmiş dentinde su ile yer değiştirerek işlev görürler. Bu durum adeziv rezinin dentine difüzyonunu kolaylaştıran bir diğer etkidir ⁽¹¹⁰⁾. Özellikle aseton esaslı primer içeren dental adeziv sistemlerin uygulanmasında bağlanma dayanımının artırılması için wet bonding tekniği kullanılmaktadır. Aseton kollajen fibriller arasında kalan suyun çıkarılmasını sağlarken, su diğer yandan kollajen fibril ağını rezin infiltrasyonu için erişilebilir tutmaktadır. Bu tekniğin en büyük dezavantajı ise dentin yüzeyinin ıslaklığının yüksek hassasiyetidir. Dentinin aşırı kurutulması veya çok fazla nemli bırakılması durumunda bağlanma dayanımı ciddi oranda etkilenmektedir ^(111, 112).

Dördüncü nesil adeziv sistemler için dönüm noktası %30-40 oranında fosforik asit içeren aşındırıcıların pulpa için hasar oluşturmadığı görüşünün benimsenmesi oldu. Günümüzde de dördüncü nesil adezivler başarılı olarak kabul edilebilecek klinik bulgular veren ilk dental adeziv sistem olarak kabul edilmektedir ^(113, 114). Dördüncü nesil adeziv sistemler ile bir önceki nesilde kullanılmaya başlanan üç aşamalı teknik (asit ile dağlama, primer uygulanması, bond uygulanması) daha fazla benimsendi ve yaygınlaştı ⁽¹¹⁵⁾.

1990 yılında başlayan ve on yıllık süreçte yapılan farklı çalışmalarda dördüncü nesil adeziv sistemlerin kullanıldığı makaslama bağ dayanımı testlerinde 17-20 MPa aralığında sonuçlar elde edildi. Bu sonuçlar dördüncü nesil adeziv sistemler ile yeterli bağlanma dayanımının elde edilebileceğini göstermektedir ^(116, 117). Dördüncü nesil adeziv sistemler güncel yöntemlerin kullanıldığı çalışmalarda da çok iyi bağlanma dayanımı sonuçları vermektedir ^(118, 119). Bu çalışmalara ek olarak on yıllık hasta takibi çalışmalarında elde edilen bağlanma dayanımı sonuçları da dördüncü nesil adeziv sistemlerin optimal sonuçlar verdiğini kanıtlamaktadır ⁽¹²⁰⁾.

Yine 1990'lı yıllarda dental adezivlere cam doldurucular eklendi. Bunun amacı kompozit restorasyonların sebep olduğu büzülme gerilimini azaltmak ve daha kalın bir adeziv tabaka elde etmektir ^(121, 122). Adeziv tabakayı güçlendirebilmeleri ve demineralize kollajen ağına sızabilmeleri için dental adezivlerin içerisine doldurucuların eklenmesi önerilmektedir. Ancak doldurucu boyutu 20 nm'den az olmalıdır ⁽⁸⁾.

2014 yılında Loguercio ve ark. dört farklı etch & rinse üç aşamalı dental adeziv kullanarak mekanik ve bağlanma özelliklerini araştırdı. Çalışmada kullanılan ve dördüncü nesil dental adezivlerin altın standarttı olarak kabul edilen Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, ABD), diğer dental adezivlere göre bağlanma dayanımı ve mekanik özellikleri bakımından en iyi sonuçları sundu ⁽¹²³⁾.

2.3.9. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler

Dental adeziv teknolojisinde birinci nesilden dördüncü nesile doğru gelişmeler yaşanırken uygulama aşamaları da tek aşamadan üç aşamaya yükseldi. Yaşanan gelişmeler neticesinde klinik etkinlik açısından başarıya ulaşıldı. Ancak uygulama aşamalarının sayısının artışı sistemlerin karmaşıklığına ve kullanımın zor olduğuna yönelik düşünceleri ortaya çıkardı. Bu nedenle üreticiler uygulama aşamalarını birleştirebilecekleri ürünleri piyasaya sunarak dental adeziv sistemlerin basitleştirilmesine çalıştı ⁽¹²⁴⁾. Basitleştirilmiş yani bazı aşamaları birleştirilmiş dental adeziv sistemlerin aynı zamanda teknik hassasiyeti azalttığı ileri sürülmektedir. Basitleştirilmiş adeziv sistemler asit uygulama, primer ve bond uygulama aşamalarından en az ikisini bir arada sunmaktadır. Ancak bu durum uygulama sırasında yapılan bir hatanın bir sonraki adımda telafisini imkânsız kılmaktadır. Bu nedenle yapılan herhangi bir hata sonucunda işlemlere yeniden başlanması gerekmektedir. Beşinci nesil adeziv sistemler ise primer ve bond uygulama aşamalarını bir arada sunmaktadır. Tek şişeli ve iki aşamalı etch & rinse adeziv sistemlerdir ⁽¹²⁵⁾.

Beşinci nesil adeziv sistemler ile primer ve adezivin bir şişe içinde birleştirilmesi, adeziv resin monomerlerinin asit ile muamele edilmiş olan dentin kollajen ağına yayılma yeteneğini arttırmak için hidrofilik monomer konsantrasyonun arttırılmasını gerekli kıldı ⁽¹²⁶⁾. HEMA monomerinin hidrofilik yapısı nemli dentine bağlanma açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bu nedenle bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile beşinci nesil dental adeziv sistemlerin bileşiminde sıklıkla kullanılmaktadır ⁽¹²⁷⁾. Monomerleri çözmek amacıyla aseton veya etanol gibi su bazlı çözücüler de beşinci nesil adezivlerin bileşimine dahil edilmektedir. Bu çözücüler viskoziteyi azaltır ve adeziv resinin ıslatabilirliğini değiştirerek monomerlerin difüzyonunu kolaylaştırır ⁽⁸⁾.

Beşinci nesil adeziv sistemlerin in vitro çalışmalarının sonuçları ile ilgili çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda beşinci nesil adeziv sistemlerin bir önceki üç aşamalı dördüncü nesil adeziv sistemler ile bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılabilir olduğunu

bildirmektedir. Diğer yandan bazı çalışmalar ise beşinci nesil adezivlerin dördüncü nesil adezivlere göre daha düşük bağlanma dayanımı sonuçları verdiğini bildirmektedir ^(128, 129). Bununla birlikte beşinci nesil adezivlerin in vitro çalışmalarda üç aşamalı sistemlere göre düşük sonuçlar ortaya koymasına rağmen 20 MPa'yı aşan bağlanma dayanımı sonuçları bildirildi. Bu değer kompozitlerin polimerizasyon büzülmesine karşı koyabilmesi için gereken minimum bağlanma dayanımı değeri olarak kabul edilebilir. Öte yandan klinik araştırmalar ise beşinci nesil adeziv sistemlerin uzun vadeli performanslarının istenmeyen seviyede olduğunu bildirmektedir ^(130, 131). Bu sonuçlar ise beşinci nesil adezivlerin yüksek hidrofilik içeriği ve düşük hibridizasyon potansiyeline bağlanmaktadır ⁽¹⁾.

2.3.10. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler

Self etch tanımı ilk kez Watanabe ve Nakabayashi tarafından yaptıkları bir çalışmada bildirildi ⁽¹¹²⁾. Bu çalışmada trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içinde çözünmüş halde bulunan fenil-P içeren bir adeziv, sıgır dişlerinden elde edilen dentin yüzeyine uygulandı. Bu çalışmada adeziv uygulaması öncesinde dentin yüzeyine herhangi bir muamelede bulunulmadı. Bağlanma dayanımı değerleri ise 24 saatlik bekletmeden sonra 6,7 MPa, 12 aylık bekletmeden sonra ise 2,8 MPa'ya kadar değişen elverişsiz sonuçlardı. Elde edilen düşük sonuçlar ise adezivin smear tabakası ile bağ kurması ve mineralize dentine ulaşamaması olarak değerlendirildi (112).

Altıncı nesil adezivler, temel olarak asit aşındırıcı içeren bir primer ve bond içerirler. Asidik self etch bir primer içeren bu sistemler iki aşamalı self etch adezivler olarak da adlandırılmaktadır ⁽¹²⁵⁾. İçeriğinde bulunan asidik primer ile aşındırma işlemini gerçekleştirirken aynı zamanda dentin içine yayılabilen bu sistemler ekstra bir asitleme aşamasını ortadan kaldırmaktadır. Bu nedenle aşama sayısını azaltarak önceki sistemlere göre daha basit bir uygulama tekniği sunmaktadır. Ayrıca self etch adeziv sistemlerin bileşimindeki bazı spesifik monomerler dental substrat ile ek bir kimyasal etkileşim sağlayarak daha güvenilir ve uzun ömürlü bağlanma sağlamaktadır ⁽¹³²⁾.

2.3.11. Self Etch Adeziv Sistemlerin Gelişmesi ile Birlikte Adezyon-Dekalsifikasyon Tekniği

2001 yılında Yoshida ve ark. karboksilik gruplar içeren moleküllerin HAP ile olan etkileşimini inceledi. Bazı moleküllerin düşük pH değerlerine rağmen neden dental sert dokulara bağlanamadığı sorusuna yanıt aradı. Bu yanıtı ise adezyon-dekalsifikasyon konsepti ile çalışma sonunda bilim dünyası ile paylaştı ⁽¹³³⁾. Adezyon-dekalsifikasyon konseptine göre, dentin

yüzeyine asidik bir ajan uygulandığında iki fazlı bir süreç başlamaktadır. İlk aşamada asit, HAp yüzeyinde kalsiyuma iyonik bağlar ile bağlanır. Aynı anda dokunun dış katmanlarından PO_4^{3-} ve OH^- iyonlarını açığa çıkarır. İkinci aşamada ise kalsiyum iyon tuzlarının çözünme hızına bağlı olarak asidik ajanlar ya HAp'ye bağlı kalarak sınırlı bir dekalsifikasyona neden olur. Ya da bağların ayrılmasına neden olarak demineralizasyona yol açar. Adezyon-dekalsifikasyon kavramı HAp kristalliğine bağlı olmadığı için tüm insan sert dokularında uygulanabilmektedir (125, 133).

2.3.12. Self Etch Adeziv Teknolojisindeki Gelişmeler

Self etch dental adeziv sistemlerin gelişiminde en büyük gelişme Japon Kuraray şirketinin bir fonksiyonel monomer olan 10-MDP sentezlemesi oldu ⁽¹³⁴⁾. 10-MDP monomerinin bir ucunda diğer rezin monomerleriyle kopolimerize olan bir metakrilat grubu varken diğer ucunda fonksiyonel fosfat grupları bulunmaktadır. Fonksiyonel fosfat gruplarının dentine bağlanma için demineralizasyon ve kimyasal etkileşim olmak üzere iki yönlü bir rolü vardır ^(134, 135). Sentezlenen 10-MDP fonksiyonel monomerini içeren Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental INC., Tokyo, Japonya) düşük post operatif duyarlılığı ve başarılı klinik performansı ile altıncı nesil adeziv sistemlerin altın standardıdır ⁽¹³⁶⁾.

Self etch adezivlerin bir diğer önemli özelliği ise aşındırma agresifliği ile yakından ilişkili olan pH değerleridir. Bu nedenle self etch adezivler; güçlü (pH:1), orta güçlü (pH:1,5), hafif (pH:2) ve ultra hafif (pH:2,5) şeklinde de sınıflandırılabilir ⁽¹¹³⁾. Bu durum adezivlerin yapısındaki monomerlerin yüksek asidik oranlarının bağlanma arayüzünü tehlikeye atabileceği ve açıkta kalan kollajen lifler ile stabil olmayan kimyasal etkileşimleri tetikleyebileceği için önemlidir ⁽¹³⁷⁾.

2.3.13. Yedinci ve Sekizinci Nesil Adeziv Sistemler (Universal Adeziv Sistemler)

Dental adeziv sistemlerin uygulama prosedürlerinde yer alan klinik uygulama aşamalarının sayısını azaltmak, klinik uygulamada hızı ve etkinliği arttırmak için self etch adeziv sistemlerin de basitleştirilmiş versiyonları üretilmektedir ⁽¹³⁸⁾. Basitleştirilmiş olan dental adeziv sistemlerde self etch primer ve bonding ajan tek bir şişe içerisinde birleştirildi. Aynı şişe içerisinde su veya organik çözücü bir arada yer almaktadır. Bu adeziv sistem yedinci nesil adeziv sistemi temsil etmektedir. Hepsi bir arada self etch adeziv sistemler mine ve dentinin eş zamanlı aşındırılmasına olanak sağlamaktadır ⁽¹³⁹⁾.

Polimerize olmamış asidik monomerler bağlanma gerçekleştikten sonra dentin yüzeyini aşındırmaya devam edebilir. Bu nedenle adezivlerin hidrofilikliği ile bağlanma arayüzünün stabilitesi arasında ters bir korelasyon vardır ⁽¹³⁹⁾. Ayrıca hepsi bir arada adeziv sistemlerin içerisindeki fazla su adeziv rezinin polimerizasyonunu etkileyebilir ⁽¹⁴⁰⁾. Sonuç olarak hepsi bir arada sistemlerin klinik başarısı ve uzun ömürlülüğü sorgulanabilir ^(139, 141).

HEMA'nın tek şişeli self etch adezivlere eklenmesi, bileşenlerin faz ayrılmasını önledi. Bununla birlikte dental adezivlerin mekanik mukavetini ise olumsuz etkiledi ⁽¹⁴²⁾. HEMA'nın dental adezivlerin içinde bir bileşen olarak kullanılması başka endişelere de neden oldu. Bu endişeler: kurulacak çapraz bağların daha az olması, polimerizasyon derecesinin azalması, polimerin plastikleşmesi, pulpal hücrelerde alerjik reaksiyonların olması ve sitotoksite ihtimalleridir ^(143, 144). Bu endişelerden dolayı bazı üreticiler HEMA'yı adeziv formüllerinin içinden çıkardı. Bunun neticesinde ise bileşenlerin faz ayrılması ile birlikte adeziv rezin içinde damlacıkların oluşumu gözlemlendi ⁽⁶²⁾.

Devam eden dental adeziv prosedürlerinin basitleştirilmesine yönelik çalışmalar sonucunda çok modlu universal dental adeziv sistemi tanıtıldı. Sekizinci nesil adeziv sistemleri olarak da adlandırılan bu sistemler hekimin ürünü klinik tercihinə göre hem etch and rinse hem de self etch teknikleriyle kullanabilmesine imkan sundu ⁽¹⁴⁵⁾. Bazı üreticiler sekizinci nesil adeziv sistemlerin yani universal adezivlerin indirekt restorasyonların (zirkonyum, seramik, kompozit rezin) simantasyonunda kullanılabileceğini ileri sürmektedir ⁽¹⁴⁶⁾. Bazı universal adezivler tek bir şişe içinde silan da içermektedir. Ancak yine de indirekt restorasyonların simantasyonunda silan ve bondun ayrı ayrı uygulandığı durumlarda bağlanma performansının daha iyi olduğu bildirilmektedir ⁽¹⁴⁷⁾.

Silika bazlı olmayan altyapılara (metal ve zirkonya) bağlanma 10-MDP monomerinin materyallerin iç yüzeyindeki oksitlerle kimyasal etkileşime girmesiyle sağlanmaktadır ⁽¹⁴⁸⁾. Öte yandan 10-MDP ile silan arasındaki reaksiyon silisyum bazlı materyallere bağlanmanın temelini oluşturmaktadır. Bu mekanizma silika bazlı restorasyonlardaki hidroksil grupları ile silanol grupları arasında hidrojen bağlarının oluşmasıyla açıklanmaktadır ⁽¹⁴⁷⁾. Ayrıca universal adeziv içerisinde bulunan bazı diğer monomerler şunlardır: Dipentaeritrol penta akrilat fosfat (PENTA), GPMD, ve bazı fosfat ester monomerleri ⁽¹⁴⁹⁾.

Yakın zamanda yapılan bir sistemik literatür incelemesinde universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarının adezivin pH değerinden etkilendiğini bildirmektedir. Bu derlemeden

elde edilen bilgilere göre hafif universal adezivler (pH:2) diğer pH değerindeki adeziv gruplara göre hem etch and rinse hem de self etch yaklaşımlarda daha iyi bağlanma dayanımı sergilemektedir ⁽¹⁵⁰⁾.

2.3.14. Dental Adeziv Sistemlerin Antibakteriyel Monomerler ile Geliştirilmesi

Metakrililoksidodesilpiridinyum bromür (MDPB) monomeri antibakteriyel özellik kazandırmak için geliştirilerek kompozit rezinlerin içine dahil edildi ⁽¹⁵¹⁾. MDPB diğer monomerler ile kopolimerleşerek kompozitlere uzun süreli antibakteriyel aktivite sağlamaktadır ⁽¹⁵²⁾. İlerleyen süreçte MDPB monomeri bir dentin primerine dahil edildi. Primerin hem kürlenmiş hem de kürlenmemiş olduğu durumlarda antibakteriyel aktivite oluştu ⁽¹⁵³⁾. Primer solüsyonu içinde MDPB ve adeziv içinde florür içeren ilk dental adeziv Clearfil SE Protect (Kuraray Noritake Inc., Tokyo, Japonya) ticarileştirilerek kullanıma sunuldu. Primer içerisine MDPB eklenmesi bağlanma dayanımını veya dental adezivin kütleme performansını olumsuz etkilememektedir ⁽¹⁵⁴⁾. MDPB monomerinin primere dahil edildiği adezivler kullanılarak yapılan in vitro, in vivo ve in situ çalışmalarda antibakteriyel etkiler gösterilmektedir ⁽⁶²⁾.

Dentin içeriğinde kollajen olmayan dentin proteinlerinin oranı %10'dur. Bu proteinler proteoglikanlar, fosfolipitler ve enzimlerdir. Dentin enzimleri içinde matriks metalloproteinaz (MMP) enzimleri son yıllarda yapılan araştırmalarda geniş yer bulmaktadır ⁽¹⁵⁵⁾. Çürük dentin yapısındaki organik matriksin bozulmasına sebep olarak bakteriyel girişin etkinliğinin kanıtlanamaması nedeniyle son yıllarda bu bozunmanın MMP kaynaklı olduğu yönünde düşünceler artmaktadır ⁽¹⁵⁶⁾. MMP enzimi inaktif bir enzimdir. Bakterilerin asidik ürünleri sonucunda ortam pH'nın azalması ile endojen MMP'ler aktive olabilmektedir.

Endojen MMP'lerin adezivler tarafından korunmadığında hibrit tabaka içinde bulunan kollajen fibrilleri bozabileceği önceki çalışmalarda bildirilmektedir. Dentin matriksi içinde çürük ilerlemesi sırasında matriks yapısını bozabildiği için etch and rinse veya self etch teknikleriyle oluşturulan hibrit tabakayı bozabileceği düşüncesi başka çalışmalarla da desteklenmektedir ^(157, 158). MMP'lerin hibrit tabakada bozunmaya sebep olduğu kabul edildikten sonra MMP inhibitörlerinin kullanımı önerilmektedir. Bu inhibitörlerin kullanımıyla bağlanma dayanımının arttığı ve hibrit tabakada bağ degradasyonunun azaldığı çeşitli çalışmalarda gösterilmektedir ⁽¹⁵⁸⁾. Klorheksidin, tetrasiklin, galardin, benzalkonyum klorür ve kuaterner amonyum metakrilatların bağlanma dayanımı üzerinde olumlu etkiler gösterip

göstermediği test edilmiştir. Bu MMP inhibitörlerinin hepsinin bağlanma dayanımına olumlu etksi olduğu ancak içlerinde en çok tercih edilen ve MMP-2, MMP-8 ve MMP-9'u etkili bir şekilde inhibe eden inhibitörün klorheksidin olduğu bildirilmektedir ⁽¹⁵⁵⁾. Ayrıca MDPB monomerinin hem çözünür hem de makrikse bağlı dentin MMP'leri inhibe etmekte başarılı olduğu da yapılan çalışmalarda bildirilmiştir ⁽¹⁵⁹⁾.

4. Rezin Kompozitler

Rezin kompozitler estetik ve fonksiyonel olarak doğala en yakın sonuçlar sunabilen ve diş hekimliği alanında yaygın bir şekilde kullanılan restoratif materyallerdir ⁽¹⁶⁰⁾. Restoratif diş hekimliğinde kullanılacak materyalin seçimi önemlidir. Bu seçim yapılırken bazı kriterler göz önünde bulundurulmalıdır; yüzey sertliği, elastikiyet modülü, kırılma dayanımı, aşınmaya karşı dayanım, su emme oranı, çözünürlük, polimerizasyon büzülmesi oranı, radyografik görüntülemeye algılanabilir olması için radyoopasite, biyouyumluluk, post-op ağrı ve hassasiyete neden olmama, renk uyumu, yüzey parlaklığı ve marjinal uyum bu özelliklerin önde gelenleridir⁽¹⁶¹⁾.

2.4.1. Kompozit Rezin Materyallerinin Yapısı

Kompozit rezinler temel olarak üç farklı ana bileşen içermektedir. Bunlar: organik matriks, inorganik matriks ve birleştirme ajanıdır (silan) ⁽¹⁶⁰⁾.

Organik Faz

Organik matriks içerisinde yer alan başlıca bileşenler şunlardır: Monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, ko-monomerler, inhibitörler ve ultraviyole stabilizatörleri. Kompozitlerin büyük çoğunluğunun organik matriksinde monomer olarak Bis-GMA yer almaktadır. Bis-GMA'nın renk stabilitesinin yetersiz olması ve viskozitesinin yüksekliği bu monomerin dezavantajları arasında yer almaktadır ⁽¹⁶²⁾. Bis-GMA 'nın yüksek viskozitesini düşürmek için rezin matriks içine farklı bileşenler ilave edilmiştir. İlave edilen monomerlerden biri daha düşük moleküler ağırlık ve viskoziteye sahip olan TEGDMA'dır. Rezin matriks içerisine eklenen bir diğer monomer ise etilenglikol dimetakrilat (EGDMA)'dır. Bu ko-monomerler viskoziteyi azaltıp çapraz bağların miktarı ve sertliğini de artırır ⁽⁴⁰⁾.

Kompozit rezinlerin içeriğine dahil edilen monomerlerin sahip olması gereken temel özellikler şunlardır: Sertlik, toksik olmama, stabil olma, polimerizasyondan sonra dayanıklılık ⁽¹⁶³⁾. Organik matriks içerisinde kullanılan rezin esaslı monomerlerin polimerizasyondan sonra

hacimsel bir büzülme gösterdiği bilinmektedir ⁽¹⁶⁴⁾. Restorasyon materyali olarak tasarlanan ürünlerde polimerizasyon büzülmesi, yetersiz aşınma dayanımı gibi sorunların üstesinden gelinmeye çalışılmaktadır. Bu sebeple çapraz bağ yapısına sahip monomerler sentezlenmiştir. Bunlardan bazıları: siklik eter, siklik asetal, ormoserler ve radyoopak monomerlerdir^(163, 165).

 norganik Faz

Kompozit rezinlerin inorganik fazı kompozitin fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirleyen en önemli unsurdur.  norganik faz içerisinde çeşitli şekillere, boyutlara ve kimyasal özelliklere sahip doldurucular bulunmaktadır. Doldurucuların elde edilme yöntemi ve elde edildikleri maddeler doğrudan kompozit rezinin mekanik özelliklerini etkilemektedir.  norganik doldurucu partikül oranını olabildiğince artırmak kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerini de iyile tirecektir.  norganik doldurucular kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini, su emilimini ve aşınmasını azaltmaktadır. Bunun yanında aynı zamanda kompozit rezine radyoopasite kazandırmaktadır ⁽¹²²⁾.

Kollaidal silika, stronsiyum cam, quartz, çinko silikat, lityum alüminyum silikat, baryum silikat en sık kullanılan dolduruculardır. Her bir doldurucu diğerinden farklı özelliklere sahiptir. Quartz çok stabil bir doldurucudur. Ancak cilalanmasının zor olması, karşıt di i aşındırma oranının fazla olması ve radyoopak olmaması dezavantajlarındandır. Kolloidal silika inerttir.  apı 0,1  m'den daha k  kt r. Kompozitin cilalanabilirliğini arttırmaktadır. Baryum silikat orta sertliktedir. Radyoopak bir doldurucudur ⁽¹⁶⁶⁾. Günümüzde daha çok tercih edilen iki doldurucu lityum alüminyum silikat ve borosiklattır. Birçok kompozit rezin içerisinde quartz yerine radyoopak özelliğe sahip doldurucular kullanılmaktadır. Bunlar: baryum, çinko, zirkonyum, stronsiyumdur ^(163, 167).

Doldurucu partiküllerin büyüklükleri farklılık göstermektedir. Doldurucu partiküller büyüklüklerine göre  u şekilde sınıflandırılmaktadır.

- Nano doldurucular: 0,005-0,01  m büyüklüğünde doldurucular
- Mikro doldurucular: 0,01-0,1  m büyüklüğünde doldurucular
- Mini doldurucular: 0,1-1  m büyüklüğünde doldurucular
- Midi doldurucular: 1-10  m büyüklüğünde doldurucular
- Makro doldurucular: 10-100  m büyüklüğünde doldurucular

Doldurucu partiküllerin boyutlarının küçülmesi üretilen kompozit rezinin daha iyi cilalanmasını sağlamaktadır. Diğer bir deyişle doldurucu boyutları küçük olan kompozit rezinler bitirme aşamasında daha estetik sonuçlar vermektedir. Öte taraftan daha yüksek oranda doldurucu partikül bulunduran kompozitlerin daha düşük oranda doldurucu partikül bulunduran kompozitlerden daha iyi fiziksel özelliklere sahip olması beklenmektedir. Yüksek oranda doldurucu partikül içeren kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi daha az olmaktadır. Aynı zamanda ısısal genleşme katsayısı ve su emme özellikleri de azalmaktadır. Bu olumsuz özelliklerin azalmasının yanında elastikiyet modülü ve kırılma dayanımı gibi olumlu özellikleri de artmaktadır⁽¹⁶⁸⁾.

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin zayıf yönlerini güçlendirmek adına çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalarda iyileştirilmeye çalışılan özellikler genelde; yüzey sertliği, aşınma direnci, bükme dayanımı vb. Teknolojide yaşanan gelişmelerle birlikte nanoteknoloji kompozit rezinlerin gelişimine katkıda bulunmaktadır. Nanoteknoloji 0,1-100 nm boyutlarında çeşitli materyallerle çalışılabilme imkanı sunmaktadır ⁽¹⁶⁹⁾. Kompozit rezinler içerisinde yer alan doldurucu partikül büyüklükleri için μm birimi kullanılırken nanodoldurucuların keşfi ile 5-100 nm boyutlarına sahip doldurucu partikülleri kompozit rezinler içerisinde kullanılabilir. Nano doldurucuların kullanımı kompozit rezinlerin dayanıklılığını ve sertliğini olumlu yönde etkiler ve artırır. Yüksek orandaki doldurucu içeriği polimerizasyon büzülmesini azaltır, kırılma ve bükülme dayanımında ise bir artış sağlar⁽¹⁷⁰⁾.

Bağlayıcı Ajan (Silan)

Kompozit rezin yapısında bulunan organik matriks ve inorganik matriks içinde yer alan doldurucu partiküllerin de birbirlerine uygun şekilde bağlanması gerekmektedir. Bu bağlanmayı gerçekleştiren bağlayıcı ajan silandır. Silanın oluşturduğu bağlantının kalitesi ve stabilitesi ile kompozit rezinin fiziko-mekanik özellikleri doğrudan ilişkilidir⁽¹⁷¹⁾. Kullanılan silanın kalitesi polimerizasyon sonucu oluşan stresleri de etkilemektedir⁽¹⁷²⁾. Silan olarak sıklıkla organosilanlar kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan organosilan gamma metakriloksi propil trimetoksi- silan (-MPTS)'dir. Bu silanın en önemli özelliği hidroksil grubu ile doldurucu partiküllere yapışırken, metakrilat grubu ile kompozitin polimerizasyonu esnasında rezin matrikse bağlanmasıdır. Bu nedenle bu silan çift fonksiyonlu bir silandır⁽¹⁷³⁾.

Rezin kompozitlerin gelişiminin Bounocore'nin asit ile aşındırma ve Bowen'in bisfenol A-glisidil metakrilat (BisGMA) keşifleriyle başladığı kabul edilmektedir. İlk yıllarda üretilen

kompozitler bileşim olarak bir silan bağlama maddesine sahiptir. Bu kompozitler ayrıca 50 mikron ile 0,5 mm boyutları arasında değişkenlik gösteren silika dolgu maddeleri ile bağlanmış BisGMA ve üretan dimetakrilat (UDMA) içermektedir ⁽¹⁷⁴⁾. Üretilmeye başlanan bu kompozitler diş hekimliği alanına büyük bir yenilik getirdi. Ancak bu kompozitler bazı dezavantajlara sahiptir ⁽¹⁶⁰⁾. Bu dezavantajlar şunlardır: Zayıf dayanıklılık, boyutsal dengesizlik, renk bozulması, polimerizasyon büzülmesi, kötü yüzey özellikleri.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için günümüze kadar gelen süreçte bazı gelişmeler gerçekleşti. Rezin kompozitler içinde kullanılan doldurucu miktarı, doldurucu boyutları ve monomer yapılarında ve çeşitlerinde bir dizi iyileştirme ve değişiklik yaşandı ⁽¹⁶⁶⁾. Bu süreç içerisinde doldurucuların boyutu makrodan mikroya indirildi. Ardından mikro ve mini doldurucuları içeren hibrit kompozitler üretildi ⁽¹⁷⁵⁾. Çağın teknolojik gelişmelerinin de katkısıyla nanokompozitler de ise doldurucu boyutları nanometreler ile ifade edilebilmektedir. Bu sayede hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilen yüksek basınç dayanımına ve düşük aşınma oranına sahip yeni kompozitler geliştirildi ⁽¹⁶⁰⁾. Benzer gelişmeler monomer sistemlerinde de yaşandı. BisGMA ve UDMA gibi monomerler ağır molekül içerirler. Bu monomerlerin seyreltilmesi için ilk önce TEGDMA gibi düşük yoğunluğa sahip monomerler eklendi. Bu sayede daha düşük viskoziteli kompozitler elde edildi ⁽¹⁶⁰⁾. Yaşanan bir diğer gelişme ise önceleri foto-başlatıcı olarak sadece kamforokinon kullanılmaktayken foto-başlatıcı olarak daha fazla renk kararlılığı olan PPD (1-fenil-1, 2-propanedion), Irgacure 819 (bisakilefosfin oksit) gibi başlatıcıların kullanılmasıdır ^(160, 176, 177). Rezin kompozitlere eklenen bir diğer foto başlatıcı ise ivocerindir. İvocerin ışığa maruz kaldığında polimerizasyon ağının oluşturulması için monomer ile bir reaksiyona girmektedir ⁽¹⁷⁸⁾. İvocerin içeren materyallerin dönüşüm ve polimerizasyon derecesinin daha yüksek olduğu sonucuna ulaşılan birçok çalışma literatürde mevcuttur ⁽¹⁷⁹⁾.

Tüm bu gelişmelere rağmen rezin kompozitlerde sekonder çürük oluşumu, post operatif hassasiyet, marjinal uyumsuzluklar ve kırılmalar gibi çeşitli sorunlarla karşılaşmaktadır ⁽¹⁶¹⁾. Sekonder çürükler kompozit dolguların altında zamanla görülmektedir. Çoğunlukla bunun nedeni ise kompoziti diş arayüzünden çekerek uzaklaştıran rezin monomerlerin polimerizasyon gerilmesidir. Bağlanmada gerçekleşen bu başarısızlık zamanla ağız sıvılarının oluşan boşluğa infiltre olmasına ve zamanla bu bölgede bakteriyel kontaminasyonun oluşmasına neden olmaktadır. Bunun neticesinde de restorasyon altında çürükler oluşmaktadır ⁽¹⁸⁰⁾. Restorasyonun marjinallerinde büzülme veya kompozitin kötü kondensasyonu veya adaptasyonu nedeniyle bir açıklık oluşması durumunda ise post operatif hassasiyet görülebilir.

Bu durumda hastalar genellikle çiğneme sırasında veya soğuk nedeniyle dişlerinde ağrı olduğunu bildirir. Ayrıca polimerizasyon sonrası olası artık monomerlerin pulpaya sızması da post operatif şikayetlere hatta kalıcı pulpa hasarlarına da neden olabilmektedir. Bu durumu minimize etmek veya ortadan kaldırmak için asit ile pürüzlendirme işleminden sonra bir primer kullanılabilir ⁽¹⁸¹⁾. Klinik incelemelerde restorasyonlarda karşılaşılan bir diğer problem ise marjinal uyumsuzluktur. Genellikle büzülme veya marjinal bölgede yaşanan çatlama ve kırılmalar sonucu oluşur. Uyumu bozulan marjinal bölgede genellikle renklenme görülür. Bu alanların yeniden restore edilmesi gerekmektedir. Bir diğer problem ise restorasyonların kırılmasıdır. Kırılmaların nedenleri farklı olabilir. Bunlar doğru hazırlanmamış kavite, restorasyon materyalinin doğru seçilmemesi, restorasyon bölgesine parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle fazla yük gelmesi, marjinal bozulmalar vb.'dir ⁽¹⁸²⁾.

2.4.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin farklı şekillerde sınıflandırılması mümkündür. Bunlar doldurucu partikül büyüklüklerine, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre yapılan sınıflandırmalardır.

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1. *Otopolimerizan Kompozitler*: Başlatıcı olarak dibenzol peroksit içeren bu tip kompozitler kimyasal olarak aktive olmaktadır. İçeriğinde ayrıca akseleratör olarak tersiyer aminler bulunmaktadır. Bu tip kompozitler iki pat şeklindedir. Patların birbiriyle karıştırılması sonrasında polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur ⁽¹⁸³⁾.

2. *Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozitler*: Bu tip kompozitler belirli dalga boylarındaki ışık ile foto başlatıcıların tepkimeye girmesiyle polimerize olmaktadır. Genellikle 420-470 nm aralığında dalga boyundaki ışığa duyarlı aktivatörler kullanılmaktadır. İçeriğindeki başlatıcı ve katalizörler ise çeşitlilik göstermektedir. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler tek fazdan oluşmaktadır. Otopolimerizan kompozitler gibi herhangi bir karıştırma işlemine ihtiyaç duyulmamaktadır ⁽¹⁸⁴⁾.

3. *Hem Kimyasal hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozitler*: Bu tip kompozitler hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olmaktadır. Dual cure kompozitler olarak da isimlendirilirler ⁽¹⁸⁵⁾.

Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler

İçeriğindeki yüksek doldurucu oranı ile bu tip kompozitler özellikle posterior bölgede çiğneme kuvvetlerini karşılamada oldukça başarılıdırlar. Bu kompozitler içerikleri nedeniyle çok fazla adeziv özellik göstermemektedir. Bu sayede hem manipülasyon aşamasında el aletlerine hem de sınıf 2 tip kavitelerin dolgularının yapımı aşamasında matriks bandına yapışmazlar⁽¹⁸⁶⁾. İyi kondanse edilmedikleri durumlarda ise tabakalar arasında hava boşluklarının kalabilecek olması ise bu tip kompozitler için bir dezavantajdır.

2. Akışkan Kompozit Rezinler

Doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılmış hibrit kompozitlerdir. Restorasyonlarda oluşan çatlak ve kırıkların tamirinde, kole bölgesinde oluşan defektlerde, farklı kavite şekillerinde ulaşılamayan bölgelerde, kondanse olabilen kompozitlerin altında stres kırıcı olarak kullanılabilmektedir. Şırınga sistemlerinin olması kullanım kolaylığı sunmaktadır⁽¹²²⁾.

Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1. *Geleneksel (Büyük Dolduruculu) Kompozit Rezinler*: Bu grupta yer alan kompozit rezinlerin doldurucu büyüklüğü 1-50 µm aralığındadır. Çoğunlukla doldurucu olarak cam veya silika kullanılmaktadır. Klinik kullanım olarak posterior bölgede yüksek basınç ve stres altında kalan dişlerde tercih edilirler⁽¹⁸⁷⁾.

2. *Büyük Dolduruculu Hibrit Kompozit Rezinler*: 1-20 µm boyut aralığındaki cam doldurucu içeren tipleri yüksek basınç alanlarında kullanılabilmektedir. 40 nm boyutunda silika doldurucu tipine sahip kompozit rezinler ise genellikle pürüzsüz yüzeyler elde etmek için tercih edilir⁽¹⁸⁷⁾.

3. *Hibrit Midfilled Kompozit Rezinler*: Bu grupta yer alan 0,1-10 µm boyutlarına sahip cam doldurucular yoğun stres ve fazla basınç dayanımı gerektiren bölgelerde kullanılırken 40 nm boyutlarında silika partikülleri içeren çeşitleri sınıf üç ve sınıf dört kavite prensiplerine göre açılmış kaviteelerde cilalanabilirliği arttırmak için kullanılmaktadır⁽¹⁸⁸⁾.

4. *Hibrit Minifilled / Küçük Dolduruculu Kompozit Rezinler*: 0,1-2 µm aralığına sahip cam ve 40 nm silika doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır. Bu tip kompozitler orta seviyede basınç ve stres alanlarında kullanılmaktadır. Sınıf üç ve sınıf dört kaviteelerin restorasyonunda optimal bir cilalanabilirlik sunarlar⁽¹⁸⁵⁾.

5. *Nanohibrit Kompozit Rezinler*: Bu tip kompozitler 0,1-2 µm aralığında cam veya rezin mikro partikülleri ve 100 nm'den küçük nano partiküller içermektedir. Klinik kullanım özellikleri olarak küçük dolduruculu hibrit kompozitlere benzerlik göstermektedir. Cilalanabilirliği başarılıdır ⁽¹⁸³⁾.

6. *Homojen Mikro Dolduruculu Kompozit Rezinler*: 40 nm boyutunda silika doldurucu partiküllerine sahip homojen kompozit rezinlerdir. Klinik olarak iyi bir cilalanma, yüksek bir parlaklık gerektiren subgingival alanlarda, düşük stres ve basınç alanlarında kullanımı endikedir ⁽¹⁸⁸⁾.

7. *Heterojen Mikro Dolduruculu Kompozit Rezinler*: Yapısında prepolimerize rezin partikülleri ile birlikte 40 nm boyutunda silika partikülleri içermektedir. Klinik olarak büzülmenin az olması gereken düşük stresli ve subgingival bölgelerde kullanılmaktadır ⁽¹⁸⁹⁾.

8. *Nanofil Kompozit Rezinler*: 100 nm'den daha küçük boyutlara sahip silika veya zirkonya doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır. Ön bölge dişlerinde ve kontağı olmayan posterior dişlerin restorasyonunda sıkça kullanılmaktadır ⁽¹⁸⁵⁾.

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Testleri

Dental adeziv sistemler alanında yaşanan teknolojik gelişmeler ile dental pazara her geçen gün yeni ürünler sunulmaktadır. Üretici firmaların iddialarına göre geliştirilen yeni adeziv sistemler önceki sistemlere göre daha iyi bir bağlanma dayanımı sunmaktadır. Üreticilerin bu iddialarını test etmek ve doğrulayabilmek için klinik kullanım öncesi bazı laboratuvar testlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bağlanma dayanımı testleri bu amaçla dünya çapında kullanılmaktadır ⁽¹⁹⁰⁾. Bağlanma dayanımı testleri farklı tekniklerle uygulanabilir. Her farklı tekniği etkileyebilecek çeşitli faktör ve parametreler mevcuttur. Kullanılan test yöntemlerini standardize etmek güç olsa da bu konuda bazı öneriler mevcuttur ⁽¹⁹¹⁾.

2.5.1. Makro Kesme Bağ Dayanımı (SBS) Testi

Yeni üretilen bir dental adeziv sistemin etkinliği açısından test edilmesi gerektiğinde sıklıkla başvurulan bir test yöntemidir ⁽¹⁹²⁾. İlk olarak 1965 yılında Bowen tarafından kullanıldı ⁽¹⁹³⁾. SBS iki farklı malzemenin bir adeziv ile birbirine bağlanmasını takiben kesme yükleme modu ile bir yüke maruz bırakılmasına dayanmaktadır. Bu test uygulaması sırasında malzemenin başarısızlık öncesi dayanabildiği maksimum yük, makro kesme bağlanma dayanımı değeridir. SBS testleri restorasyondan sonra ekstra bir örnek hazırlama prosedürü gerektirmediği için

kolay ve hızlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir⁽¹⁹⁴⁾. Diğer yandan geliştirilmiş yeni dental adeziv sistemlerin test edildiği çalışmalarda ise SBS testi kullanıldığında başarısızlık genellikle adezivin altında yer alan tabakada koheziv başarısızlık olarak görülmektedir. Bunun nedeni ise uygulanan kesme yükü neticesinde oluşan gerilmenin daha çok diş substratında yoğunlaşması ile arayüzden önce bu bölgede kırılmaların görülmesidir^(195, 196).

2.5.2. Makro Gerilim Bağ Dayanımı (TBS) Testi

TBS testi genellikle simanların seramik, metal vb. sert malzemelere bağlanma gücünü tespit etmek için kullanılmaktadır. Sıklıkla kullanılan bir test olmamakla beraber makro kesme bağ dayanımı testlerine göre daha homojen bir gerilme oluşumunu sağladığı için kırılmaya neden olan kuvvetin daha doğru tespit edildiği düşünülmektedir⁽¹⁹⁷⁾. TBS testlerinde yük örneklerin her iki tarafından uygulanmaktadır. Uygulanan bu kuvvetler arayüzün bağlanma eksenine dik olarak ayarlanmalıdır. Aksi takdirde yüklenecek kuvvet neticesinde eğilme kuvvetleri ortaya çıkmaktadır. Bunun sonucunda elde edilen veriler hatalı olacaktır. Hataların oluşmasını önleyebilmek için örnekler aktif veya pasif kavrama aparatları ile sabitlenmelidir.

2.5.3. Mikro Kesme Bağ Dayanımı (μ SBS) Testi

Mikro kesme bağ dayanımı testleri küçük alanların test edilmesine olanak sağlamaktadır. Genellikle bir malzemenin mineye bağlanması sonucu elde edilecek bağlanma dayanımını test etmek için kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra cam iyonomerin substrat olarak kullanıldığı çalışmalarda da kullanılan bir test yöntemidir^(198, 199).

2.5.4. Mikro Gerilim Bağ Dayanımı (μ TBS) Testi

Mikro gerilme cihazları ilk olarak biyomekanik mühendisliği alanında kullanılmaya başlandı. Aort kapakçıklarında, kortikal kemiğin kollajen ve elastin liflerinde ve eklem kıkırdağında çeşitli çalışmalar yapıldı⁽²⁰⁰⁻²⁰²⁾.

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testleri ilk olarak Sano ve ark.'nın mineralize ve demineralize dentinin gerilme dayanımını ölçtüğü çalışma ile diş hekimliği alanında kullanılmaya başlandı⁽²⁰³⁾. Bu test yöntemi diş hekimliğinde normal dentin, çürükten etkilenmiş dentin, sklerotik dentin, farklı kavite tiplerinin farklı derinlikleri gibi çeşitli farklı koşul ve bölgelerde elde edilen bağlanma değerlerinin test edilmesine imkan sağlamaktadır⁽²⁰⁴⁾.

Test tekniği temel olarak adeziv rezinin dişin tüm oklüzal yüzeyine uygulanmasını gerektirmektedir. Daha sonra restoratif materyal diş üzerine yerleştirilerek polimerizasyon gerçekleştirilmektedir. Bu aşamadan sonra, elde edilen örnek düşük hızlı bir elmas testere ile dikey olarak birden fazla çubuğa bölünür. Elde edilen çubuk örnek test için hazırdır. Farklı test yöntemleri için bu örnek kum saati veya dambıl şeklinde hazırlanabilir. Yapılan bu ekstra hazırlık uygulanan yük sonucu oluşan gerilmenin adezyonun sağlandığı alanda yoğunlaşmasını sağlamaktadır ⁽²⁰⁵⁾.

μ TBS test yöntemlerinin uygulanmasında bazı teknik hassasiyetler testin daha zor uygulanmasına neden olmaktadır. Hazırlanan örneklerin küçük olması tekniğin daha duyarlı olmasını beraberinde getirmektedir ⁽²⁰⁶⁾. Bu test yönteminin sağladığı birçok avantaj vardır. Bunlardan en önemlisi arayüzde daha iyi bir gerilme dağılımı sağladığı için adeziv başarısızlıkların daha iyi tespit edilmesine olanak sağlamasıdır. Avantajlarının yanında bazı sınırlamaları da bulunmaktadır ⁽²⁰⁷⁾.

μ TBS testlerinin başlıca avantajları şu şekilde sıralanabilir ^(193, 208):

- Bu test sayesinde bölgesel bağ kuvvetleri değerlendirilebilmektedir.
- Kalan dentin kalınlığının ve dişin iç yapısının etkinliği değerlendirilebilmektedir.
- Restorasyonda çeşitli kavite prensiplerinin farklı duvarlarına olan bağlanma değerlendirilebilmektedir.
- Radiküler dentine bağlanma gücü hesaplanabilmektedir.
- Bağlanma arayüzünün altında görülmesi muhtemel koheziv hatalar daha az görülmektedir.
- Kısa yayılma mesafesi nedeniyle suda bekletme ve yaşlandırma daha hızlı uygulanmaktadır.
- Çok küçük alanlar test edilebilmektedir.
- SEM ile görüntü elde edilmesi mümkündür.
- Klinik olarak elde edilebilen restorasyonlar test edilmektedir.
- Aynı rnek üzerinde farklı araştırma konularının incelenmesine imkn sağlamaktadır.

μ TBS testleri avantajlarının yanı sıra bazı sınırlamalara sahiptir. Bu sınırlamalar şu şekilde sıralanmaktadır ^(193, 208):

- Yoğun bir emek sarf etmek gerekmektedir.
- Teknik olarak hassas bir test yöntemidir.

- 5 MPa'dan daha düşük olan bağlanma dayanımını ölçmek zordur.
- Örneklerin zarar görme ihtimali vardır.

Mikro numuneler farklı çalışmalarda farklı amaçlara uygun olarak çeşitli şekillerde hazırlanmaktadır. Mikro numunenin daha az hasar görmesi, hazırlanmasının daha kolay olması ve hata payının daha az olması nedeniyle çubuk şeklindeki örnekler çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Bunun yanı sıra kum saati şekilli mikro numuneler ise bağlanma arayüzünde daha iyi bir stres yoğunluğu oluşturabildiği için tercih edilen başka bir mikro numune şeklidir ⁽²⁰⁹⁾. Mikro numunelerin hazırlık aşamasında dikkatli olunmazsa mekanik gerilmeler test öncesinde örnek yapısında mikro çatlaklara neden olmaktadır. Bu da test aşamasında bağlantı arayüzünde erken kopmalara sebep olur. Dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise mikro numunelerin test cihazına sabitlenmesidir. Hizalamanın uygun olmasına kesinlikle dikkat edilmelidir. Örneklere uygulanacak gerilim yükleme hızı uygun bir şekilde seçilmelidir. Tüm bu hususlara test uygulama aşamasında son derece dikkat edilmelidir ⁽²¹⁰⁾.

Çalışmamızda güncel adeziv sistemlerin şişeden godeye aktarıldıktan sonra dişe uygulanmasına kadar geçen sürenin, dentin adeziv bağlantısını nasıl etkilendiğini araştırmayı hedefliyoruz. Çalışmamızın sıfır hipotezleri;

H01: Çalışmamızda test ettiğimiz dental adezivlerin bond şişesinden bir godeye aktarılmasından sonra dişe uygulanmasına kadar geçen zaman dentine olan bağlanma dayanımlarını etkilemez.

H02: Çalışmamızda kullandığımız farklı dental adezivlerin dentin dokusuna bağlanma dayanımları arasında bir fark yoktur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deneyleri Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı ve Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektron Mikroskop Görüntü Analiz Ünitesinde yapılmıştır. Araştırmamız Akdeniz Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu raporu ile (2020/616) onaylanmış ve Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi Koordinatörlüğü (BAP) tarafından TDH-2021-5401 proje numarası ile desteklenmiştir.

Çalışmamızda iki adet universal adeziv ve bir adet iki aşamalı self etch adezivin dişe; hemen, 3 dk godede bekletildikten sonra ve 5 dakika godede bekletildikten sonra uygulanmasının dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Çalışmamızın deney aşamaları üç aşamada gerçekleştirildi;

- Mikrotensile bağlanma dayanımı testi
- Başarısızlık tiplerinin analizi
- Taramalı elektron mikroskobu incelemeleri

3.1. Mikro tensile bağlanma dayanımı testi

3.1.1 Dişlerin Seçimi, Saklanması

Çalışmamız için periodontal, protetik veya benzer nedenlerden dolayı çekilmiş; çürüksüz, kırık, çatlak ve madde kaybı olmayan insan üçüncü molar dişleri kullanıldı. Seçilmiş olan dişler çekildikten sonra en geç bir ay içinde kullanılmak üzere %0,5 Kloramin T solüsyonunda saklandı ⁽²¹¹⁾. Çalışmamızda toplam 45 adet çürüksüz insan üçüncü molar dişi kullanılmıştır.

3.1.2 Test Grupları ve Örneklerin Hazırlanması

Mikro gerilim testi uygulanacak 45 diş 15'er diştten oluşmak üzere rastgele üç alt gruba ayrıldı. Birinci grup iki aşamalı self etch bir adeziv olan Clearfil Se Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya), ikinci grup tek aşamalı universal bir adeziv olan G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve üçüncü grup tek aşamalı universal bir adeziv olan Singlebond Universal Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) grubu olarak belirlendi. Çalışmamızda test edilen materyaller ve özellikleri Tablo 3.1'de sunulmuştur.

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Üretici	Üretici Talimatları	Kimyasal İçerik	Lot No
Clearfil SE Bond	Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya	Çalışma ışığı veya doğal ışıktan korumak için, ışığı bloke eden plakı kullanın ve karıştırıldıktan sonra 3 dakika içerisinde kullanın. Dental polimerizasyon ışığının ışınlama ucu, rezin yüzeyine mümkün olduğunca yakın ve dikey gelecek şekilde tutulmalıdır. Aderent yüzey, kesilmemiş yüzeyi kapsıyorsa, fosforik asit ajanı uygulayın ve yıkayıp kurulamadan önce 10 saniye bekleyin.	10-MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat, di-kamforokinon ve kolloidal silika, N,N-dietanol-p-tolidin	9G0586
G-Premio BOND	GC,Tokyo, Japonya	Kullanmadan önce şişeyi çalkalayın. Şişeden birkaç damlayı temiz bir godeye alın. Kapağı hemen kapatın. Godeye alınan bondu 5 dakika içinde kullanın. Aderent yüzey, kesilmemiş yüzeyi kapsıyorsa 10-15 saniye %35-40 fosforik asit ile asitleyin. Bond uygulama sonrası 10 sn. bekleyin. En yüksek hava basıncında yağsız hava ile 5 sn. boyunca yüzeyi kurutun. Halojen/LED ışık cihazıyla 10 sn., yüksek enerjili LED ışık cihazıyla 5 sn. polimerize edin.	10-MDP, 4-MET, MDTP (Methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate), distile su, aseton, foto başlatıcılar	2009011
Singlebond Universal Bond	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Hem nemli hem kuru dentine uygulanabilir. Kullanımdan önce ışık ile temasını önleyin. 20 sn. süre ile kuvvet uygulayarak adeziv diş yüzeyine uygulayın. 5 sn. hava ile hafif kurutun ardından 10 sn. ışık ile polimerizasyon işlemini tamamlayın.	10-MDP, HEMA, silan, dimethakrilat reçine, Vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, initiatör	01216A
Grandio Nanohibrit Rezin Kompozit	VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya	2 mm'lik tabakalar halinde uygulayın. Işık gücü halojen polimerizasyon cihazlarında minimum 500 mW/cm ve LED cihazlarında 300 mW/cm olmalıdır. Sertleşme süresi her tabaka için 20 sn, OA2 ve OA3.5 gibi opak renkler için minimum 40 sn. dir. Işık çubuğu dolguya mümkün olduğu kadar yakın tutulmalıdır.	BIS-GMA, TEGDMA, UDMA, Universal ışıkla sertleşen %87 dolgulu nano hibrit kompozit	1939193

Clearfil Se Bond (Şekil 3.1) kendinden asitli bir primer ve bir bonding ajan içeren, ışıkla sertleşen bir dental adezivdir. Primerinin içerisinde 10-MDP, HEMA, hidrofilik alifatik dimetakrilat, di-kamforokinon ve su bulunmaktadır. Bond içerisinde ise 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat, di-kamforokinon ve kolloidal silika yer almaktadır. Direkt ve indirekt restorasyonlarda, aşırı hassasiyet durumlarında ve eski restorasyonların onarım işlemlerinde kullanılmaktadır ⁽²¹²⁾. pH değeri 2,0'dır ⁽²¹³⁾. Clearfil SE Bond grubunda bekletme işlemi sadece bonding aşamasında yapılmıştır.



Şekil 3. 1: Çalışmamızda kullanılan iki aşamalı self etch Clearfil SE Bond.

G-Premio bond (Şekil 3.2) tek şişeden oluşan ışıkla sertleşen bir universal bonding ajanıdır. Tüm pürüzlendirme teknikleri ile uyumludur. Direkt bonding işleminin yanı sıra eski restorasyonların onarım işlemlerinde ve aşırı hassasiyet durumlarında da kullanılmaktadır. İçerisinde 10-MDP, 4-MET, MDTP (Methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate), distile su, aseton, foto başlatıcılar bulunmaktadır ⁽²¹⁴⁾. pH değeri ise 1,5'tir ⁽²¹⁵⁾.



Şekil 3. 2: Çalışmamızda kullanılan G-Premio Bond.

Singlebond Universal Bond (Şekil 3.3) tüm pürüzlendirme teknikleri ile uyumlu ve ışıkla sertleşen bir bonding ajanıdır. Tek bir şişeden oluşmaktadır. Direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanılabilen bir bonding ajanıdır. Mine, dentin, cam seramik, kıymetli ve kıymetsiz metal ve

kopmozitlere ek primere ihtiyaç duymadan bağlanma sağlar. İçerisinde Vitrebond kopolimeri, MDP ve silan bulunmaktadır. pH değeri ise 2,7'dir ⁽²¹⁶⁾.



Şekil 3. 3: Çalışmamızda kullanılan Single Bond Universal.

Grandio (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.4) direk uygulama için geliştirilmiş ve ışık ile polimerize olan bir rezin esaslı dental restoratif materyaldir. Radyografik görüntülemelerde tespit edilebilmesi için radyoopaktır. Matriks içeriğinde Bis-GMA ve TEGDMA yer almaktadır. Hacimsel olarak yaklaşık olarak %71 oranında inorganik doldurucudan oluşmaktadır. Çalışmamızda kullanılan tek restoratif dolgu materyali Grandio rezin kompozittir ⁽²¹⁷⁾.



Şekil 3. 4: Çalışmamızda kullanılan Grandio Nanohibrit Rezin Kompozit.

Örnekler farklı bond grupları farklı uygulama süreleri baz alınarak rastgele üçer alt gruba daha ayrıldı (n=5). Bu alt gruplar ise kullanılan bondun anında uygulanması, gode içinde 3 dk. bekletildikten sonra uygulanması ve gode içinde 5 dk. bekletildikten sonra uygulanması şeklinde belirlendi. Böylece toplamda üç farklı bonding ajanı ile 9 farklı alt grup elde edildi (n=5).

Çalışmamızda adezivlerin bekletileceği gode Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3. 5: Kullanılan dental adezivlerin bekleme süreleri boyunca üstü kapalı şekilde saklandığı gode.

Dişlerin gömüleceği akrilik blokların hazırlanması için silikon ölçü kullanılarak Şekil 3.6'da gösterildiği gibi bir kalıp oluşturuldu. Bu kalıp kullanılarak akrilik rezin bloklar üretildi (Şekil 3.7). Mikro gerilim testi uygulanacak 45 diş akrilik rezinden oluşturulan bloklar içerisine sabitlendi (Şekil 3.8). Akrilik bloklar IsoMet™ Düşük Hızlı Hassas Kesici (Waukegan Road Lake Bluff, IL, ABD) cihazına sabitlendi. Su soğutması altında dişlerin oklüzal yüzeyi dentini açığa çıkaracak şekilde uzaklaştırıldı. Standart bir dentin yüzeyi ve smear tabakası oluşturmak için elde edilen dentin yüzeylerine 20 sn. boyunca 600 grit silikon karbid kağıtlarla (Buehler, Düsseldorf, Almanya) ıslak zımparalama yapıldı. Dentin yüzeyleri açığa çıkarıldıktan sonra olası mine varlığının tespiti için dentin yüzeyleri 25x büyütme altında bir stereomikroskop (Zeiss,Jena,Almanya) ile incelendi.



Şekil 3. 6: Silikon ölçü maddesi ile hazırlanmış akrilik rezin kalıbı.

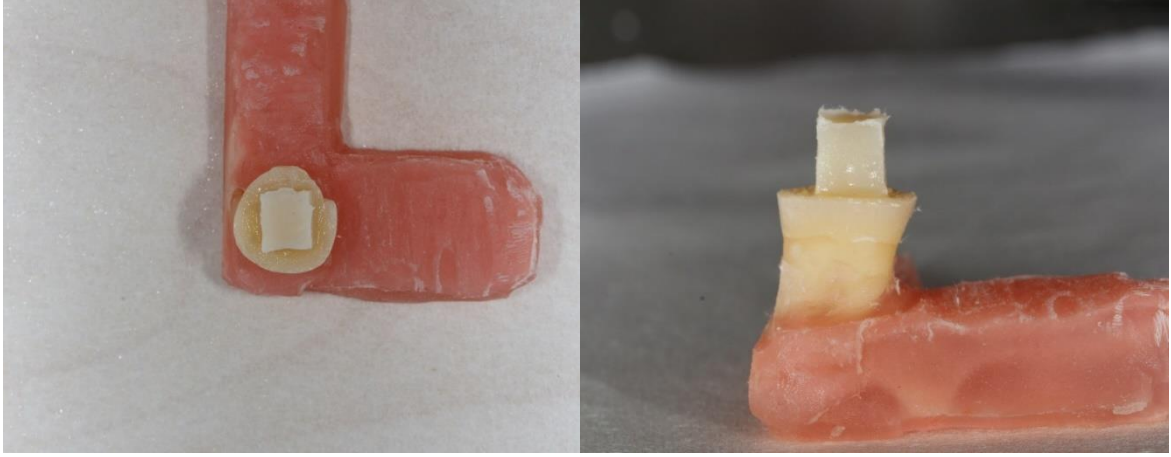


Şekil 3. 7: Akrilik rezinin silikon kalıp ile hazırlanması.



Şekil 3. 8: Dişin akrilik rezin içine monte edilmesi.

Kompozit restorasyonların standardizasyonu için ilk olarak akrilik rezinden bir anahtar üretildi. Daha sonra bu anahtar ile bir silikon kalıp oluşturuldu. Böylelikle dentin üzerine yerleştirilecek kompozit restorasyon boyutları standart hale getirildi ve kompozit rezinden elde edilen restorasyonun yüksekliği 4 mm olarak standardize edildi ⁽²¹¹⁾. Dentin yüzeylerine her grup için kullanılacak olan bonding ajan üretici talimatlarına uygun bir şekilde uygulandı. Polimerizasyon işlemleri Valo Cordless (Ultradent, South Jordan, Utah, ABD.) geniş spektrumlu LED ışık cihazı ile üretici talimatları doğrultusunda yapıldı. Daha sonra kompozit rezin bloklar dentin üzerine ilave edildi. İdeal bir polimerizasyon için 2 mm'lik tabakalama tekniği kullanıldı. Her tabaka Valo Cordless geniş spektrumlu LED ışık cihazı ile 20 sn. polimerize edildi. Elde edilen örnekler distile su içinde bekletildi.



Şekil 3. 9: Dentin üzerine rezin kompozit blokların yerleştirilmesi.

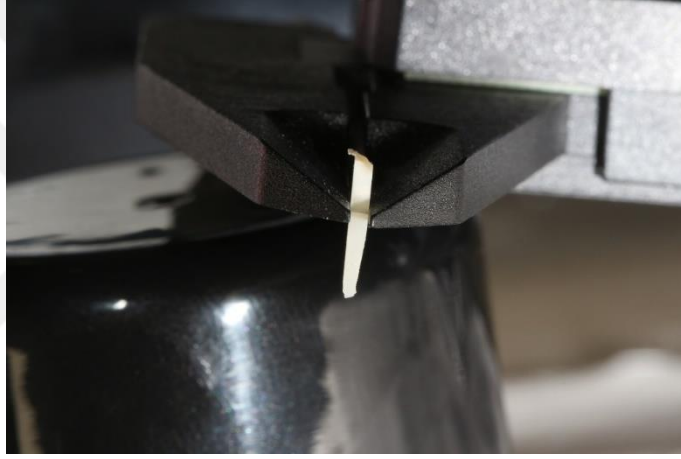
Kompozit blokların Şekil 3.9'daki gibi dentin üzerine yerleştirilmesinden sonra örnekler IsoMet™ Düşük Hızlı Hassas Kesici (Waukegan Road Lake Bluff, IL, ABD) cihaza yerleştirildi. Hazırlanan örneklerin her birinden Şekil 3.10-3.12'de gösterildiği gibi 10 adet 1x1 mm boyutlarında çubuk elde edildi. Her alt grup içinden rastgele 20 çubuk seçildi. Çubuklar mikro gerilim testi uygulamasına kadar distile su içinde bekletildi.



Şekil 3. 10: Mikro Gerilim Bağ Dayanımı Testi için numunelerin hazırlanması.



Şekil 3. 11: Elde edilen numunelerin 1x1 mm boyutlarında olduğunun kontrol edilmesi.

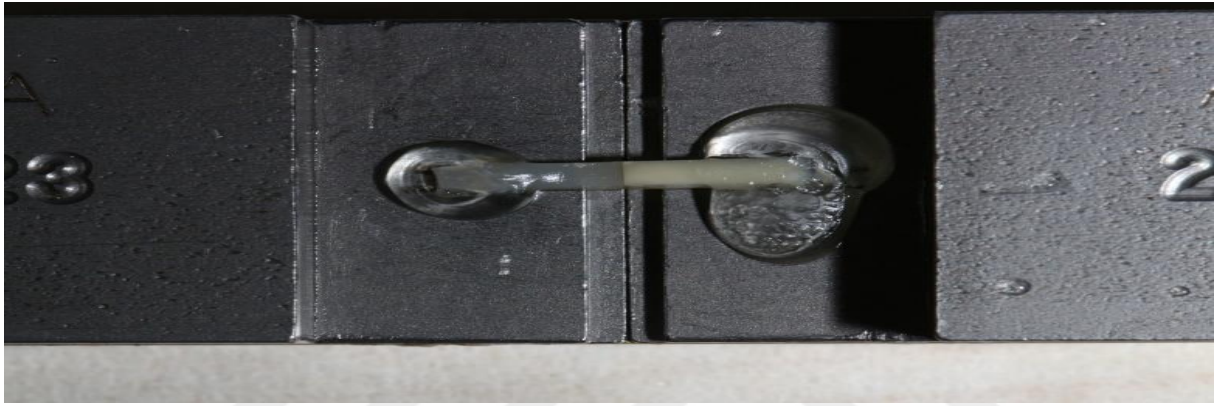


Şekil 3. 12: Bağlanma arayüzünün 1x1 mm boyutlarında olduğunun kontrol edilmesi.

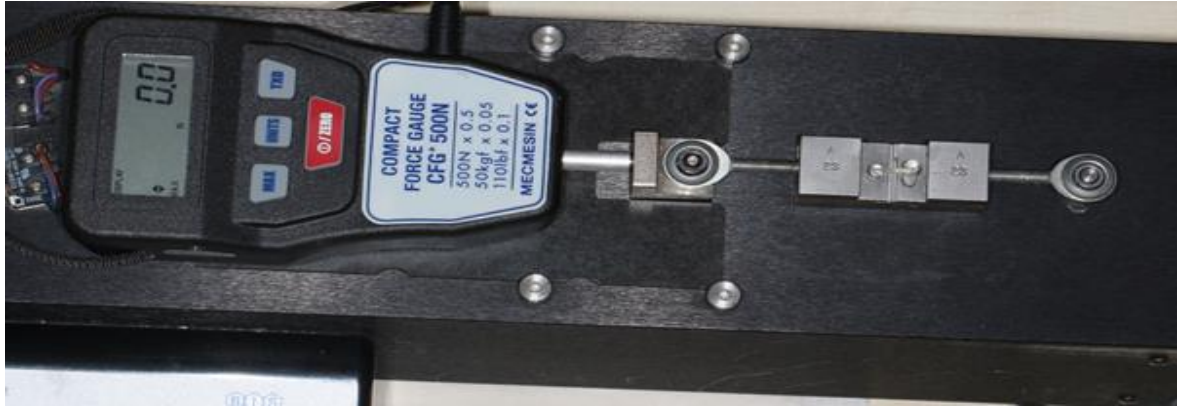
1x1 mm boyutlarında üretilen çubuklar Micro Tensile Tester (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) mikro gerilim test cihazına yerleştirildi. Siyanoakrilat yapıştırıcı ile sabitlendi ve dentin-kompozit arasında kopma gerçekleşene dek gerilim uygulandı (Şekil 3.13-3.15). Kopmanın gerçekleştiği değerler bir tabloya not edildi.



Şekil 3. 13: Mikro gerilim bağ dayanımı testi için kullanılan cihaz.



Şekil 3. 14: Numunelerin mikro gerilim bağ dayanımı test cihazına yerleştirilmesi.



Şekil 3. 15: Test düzeneği.

3.2. Başarısızlık Tiplerinin Analizi

Mikrotensile testi sonrası örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bir stereomikroskopta (x25) (Zeiss,Jena,Almanya) incelendi. Başarısızlık tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırıldı.

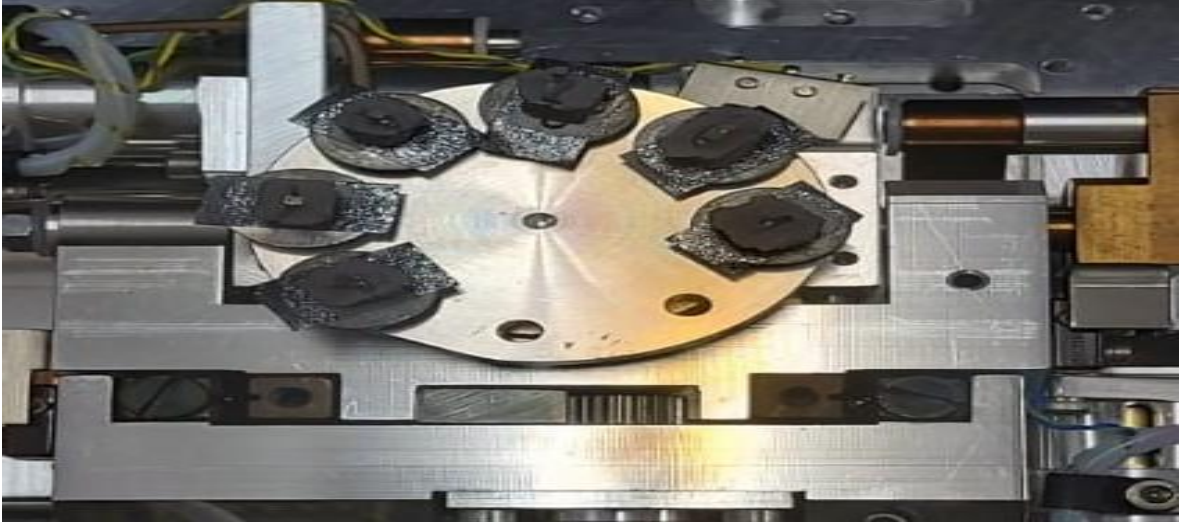
- a) Adeziv: Adeziv tabakada görülen başarısızlık,
- b) Koheziv :Dentin veya Kompozit rezinde görülen koheziv başarısızlık,
- c) Karma: Adeziv rezinde ve substratlarda görülen karma (mix) başarısızlık.

3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testleri sonucu kopan örneklerin yüzey analizi için bir taramalı elektron mikroskobu (Leo 1430, Zeiss, Jena Almanya) kullanılmıştır. Her gruptan temsili örnekler SEM analizi için Şekil 3.16’da gösterilen Polaron SC7620 Sputter Coater (VG Microtech Inc. West Sussex, İngiltere) kaplama cihazında 300 armstrong kalınlığında altın-paladyum ile kaplandı. Daha sonra örnekler görüntüleme için Şekil 3.17’de gösterildiği gibi mikroskop içine yerleştirildi ve görüntüler elde edildi.



Şekil 3. 16: Taramalı elektron mikroskobu ve püskürtme kaplayıcı.



Şekil 3. 17: Numunelerin SEM görüntüleri için mikroskoba yerleştirilmesi.

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda Shapiro-Wilk testi mikrotensile bağlanma testi sonucunda elde edilen verilerinin normal bir dağılım gösterdiğini ortaya koydu. Levene testi ise varyansların homojen dağıldığını gösterdi. Anova testi grupların ortalama mikrotensile bağlanma değerleri arasında bir fark olduğunu gösterdi. Gruplar arası farklılıklar ise Tukey HSD testi (honestly significant difference) ile belirlendi. Tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, ABD) programı ile yapıldı. İstatistiksel analizler için anlamlılık önem düzeyi $p \leq 0,05$ olarak belirlendi.

4.BULGULAR

Dental adezivlerin uygulama aşamasında yaşanan gecikmelerin bağlanma dayanımı üzerine etkilerinin incelendiği bu in vitro çalışmada beklemeden uygulanan, 3 dakika bekletildikten sonra uygulanan ve 5 dakika bekletildikten sonra uygulanan adezivlerin bağlanma dayanımı sonuçları ölçüldü ve kopma tipleri belirlendi ve her grup için temsili SEM görüntüleri analiz edildi.

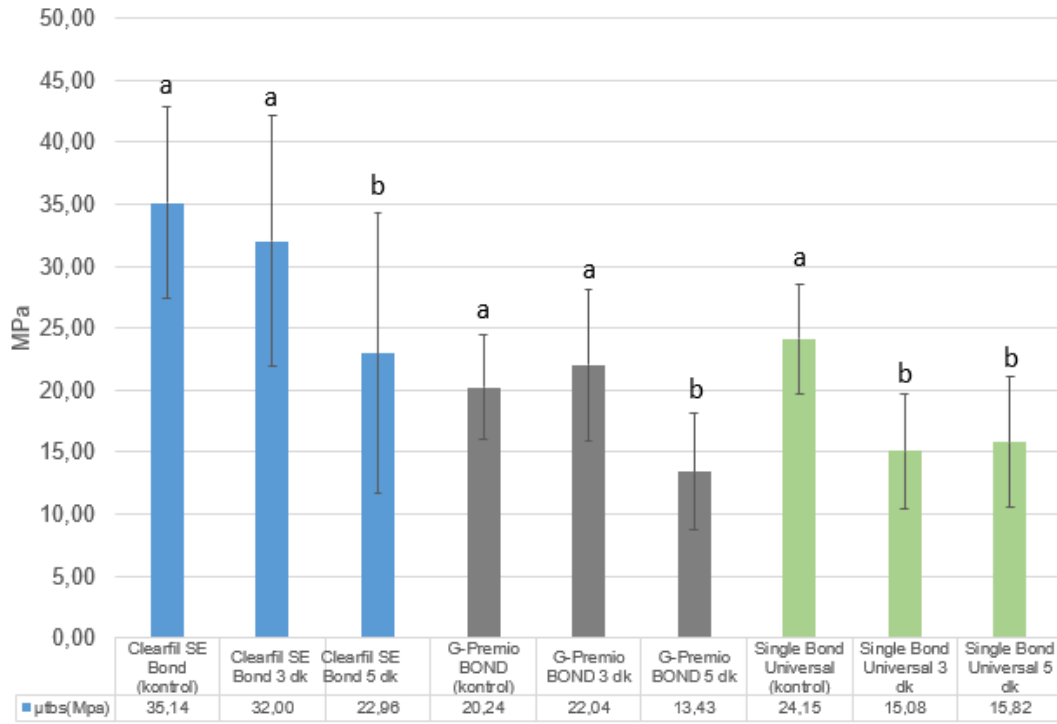
4.1. Dental Adezivlerin Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları

Ölçülen bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4. 1: Çalışmamızda ölçülen bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama sonuçları. Harfler ile gösterilen istatistiksel değerler bond gruplarının alt gruplar için tespit edilen farklılıkları göstermektedir ($p<0,001$).

Bağlayıcı Ajan		Bekletme Süresi (dk)	Örnek Sayısı (n)	(Ort. $\pm$ SD) MPa
Grup I (Clearfil SE Bond)	A	Kontrol	20	35,14 $\pm$ 7,75 ^a
	B	3 dk	20	32,00 $\pm$ 10,10 ^a
	C	5 dk	20	22,96 $\pm$ 11,28 ^b
Grup II (G-Premio Bond)	A	Kontrol	20	20,24 $\pm$ 4,17 ^a
	B	3 dk	20	22,04 $\pm$ 6,10 ^a
	C	5 dk	20	13,43 $\pm$ 4,69 ^b
Grup III (Singlebond Universal)	A	Kontrol	20	24,15 $\pm$ 4,42 ^a
	B	3 dk	20	15,08 $\pm$ 4,58 ^b
	C	5 dk	20	15,82 $\pm$ 5,29 ^b

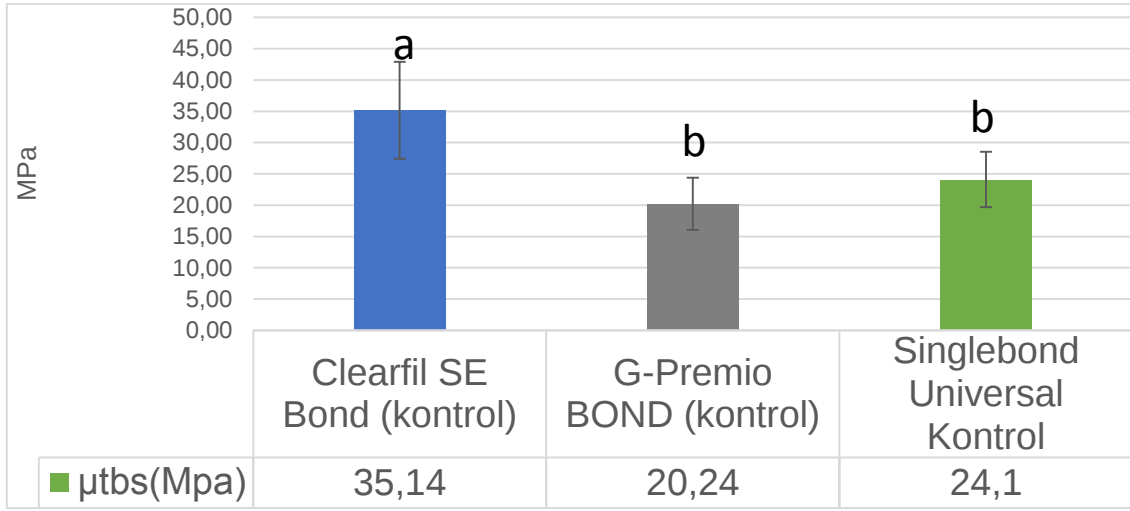
Çalışmamızda test edilen gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı (35,1 $\pm$ 7,75) Grup I A’da yani dental adezivin bekletilmeden uygulandığı Clearfil SE Bond örneklerinde saptandı. En düşük değerler ise Grup II C’de yani dental adezivin uygulama öncesi 5 dakika godede bekletildiği G-Premio Bond örneklerinde elde edildi (Şekil 4.1).



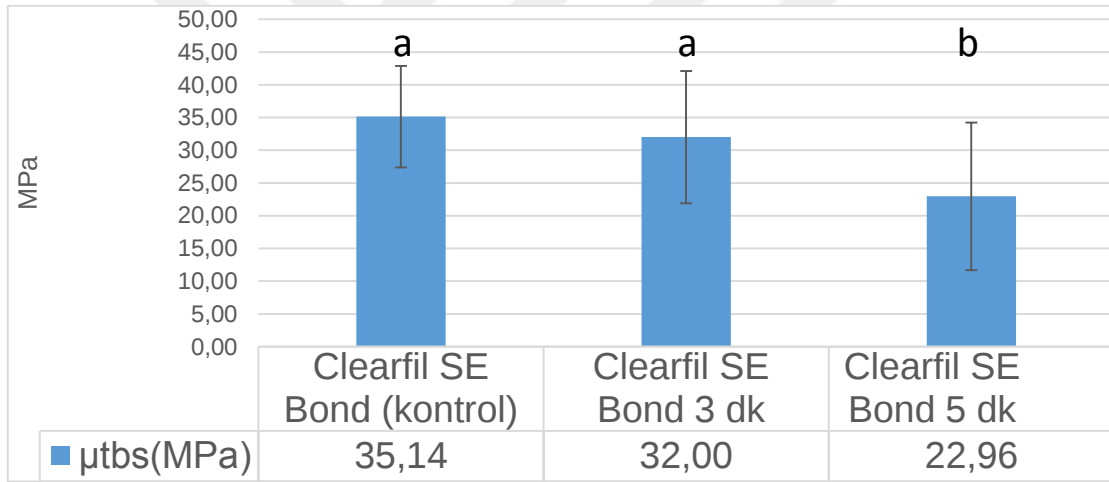
Şekil 4. 1: Tüm gruplar için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir. Harfler ile gösterilen istatistiksel değerler bond gruplarının alt gruplar için tespit edilen farklılıkları göstermektedir ($p<0,001$).

Dental adezivin bekletilmeden uygulandığı kontrol grupları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı Clearfil SE Bond örneklerinde tespit edildi ($p<0,001$). Singlebond Universal ve G-Premio Bond gruplarında yer alan örnekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmedi ($p>0,05$) (Şekil 4.2).

Clearfil SE Bond adezivin uygulandığı örnekler kendi aralarında kıyaslandığında anında uygulama ($35,1\pm 7,75$ MPa) ve 3 dakikalık bekletme ($32\pm 10,10$ MPa) ile uygulanan grup arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı tespit edildi ($p<0,002$). Buna karşılık 5 dakikalık bir bekletme ile uygulanan ($23\pm 11,28$ MPa) örneklerde bağlanma dayanımı değerleri diğer iki gruba göre istatistiksel olarak daha düşük ölçüldü (Şekil 4.3).

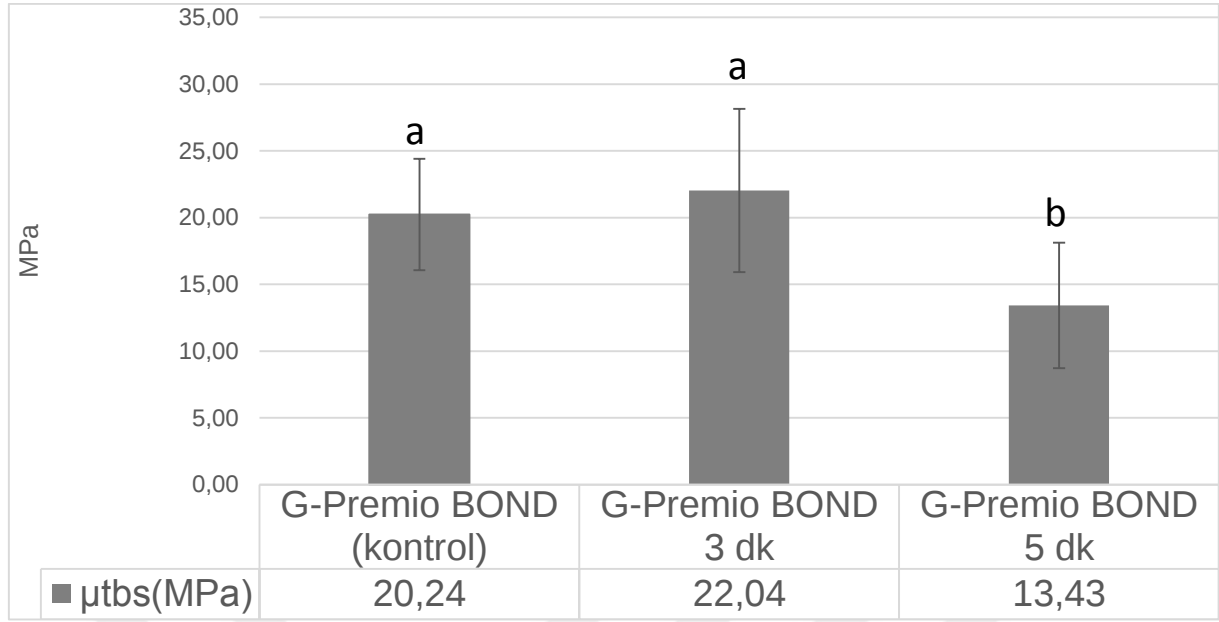


Şekil 4. 2: Kontrol gruplarının ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir. Farklı küçük harfler istatistiksel farklılığı göstermektedir ($p<0.05$).



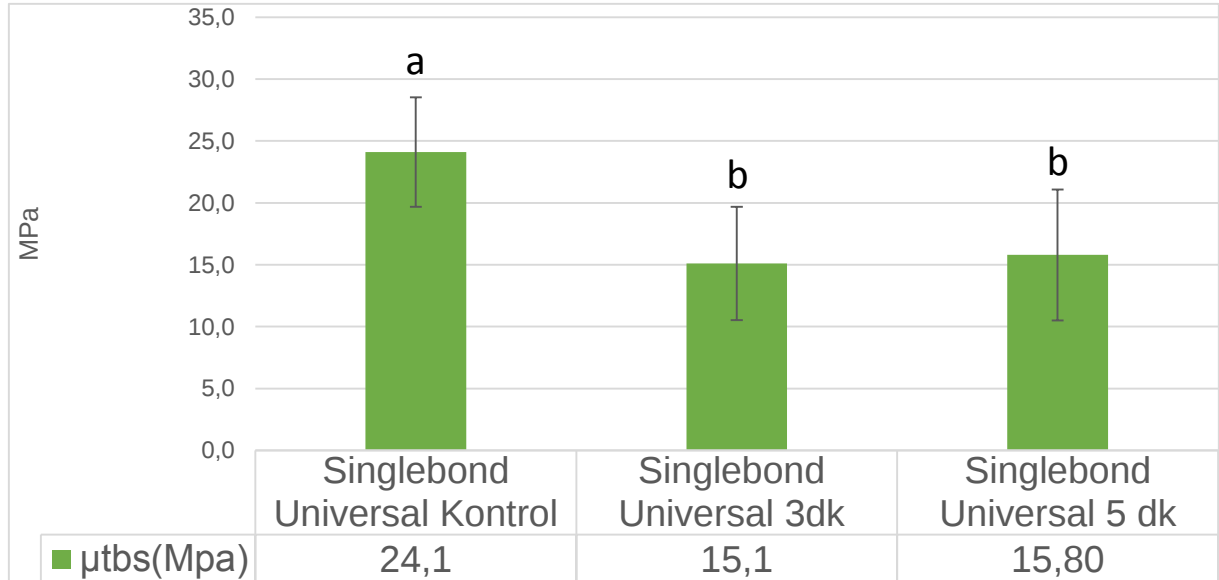
Şekil 4. 3: Grup I (Clearfil SE Bond) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir. Farklı küçük harfler istatistiksel farklılığı göstermektedir ($p<0.05$).

G- Premio Bond kullanılan örneklerde elde edilen ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında anında uygulama yapılan örnekler ($20,2\pm4,17$ MPa) ile 3 dakika bekletildikten sonra uygulanan örnekler ($22\pm6,10$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p<0,001$). Ancak 5 dakika bekletildikten sonra ile uygulanan gruptaki örneklerin ($13,4\pm4,69$ MPa) bağlanma dayanımı değerleri ilk iki gruptaki örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak daha düşük olarak ölçüldü (Şekil 4.4).



Şekil 4. 4: Grup II (G-Premio BOND) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir ($p<0.05$).

Singlebond Universal kullanılan örneklerde ölçülen bağlanma dayanımı değerleri uygulama bekletme sürelerine göre karşılaştırıldığında bekletme sonrası uygulamaların bağlanma değerlerini düşürdüğü tespit edildi ($p<0,001$). Anında uygulama yapılan grupta $24,1\pm4,42$ MPa, 3 dakika bekletildikten sonra uygulama yapılan grupta $15,1\pm4,58$ MPa ve 5 dakika bekletildikten sonra uygulama yapılan grupta $15,8\pm5,29$ MPa değerleri ölçüldü (Şekil 4.5).



Şekil 4. 5: Grup III (Singlebond Universal) için ortalama bağlanma dayanımı değerleri. Hata çubukları standart sapmayı göstermektedir ($p<0.05$).

4.2. Kırılma Tipleri Analiz Sonuçları

Mikro gerilim testi uygulaması sonrası koparılan örneklerin başarısızlık tipinin belirlenmesi için kopan parçaların yüzeyleri bir mikroskop yardımıyla incelendi. İnceleme sonrası yapılan analizde kırılma tiplerinin her alt grup için yüzdelik değerleri Tablo 4.2’de gösterilmektedir.

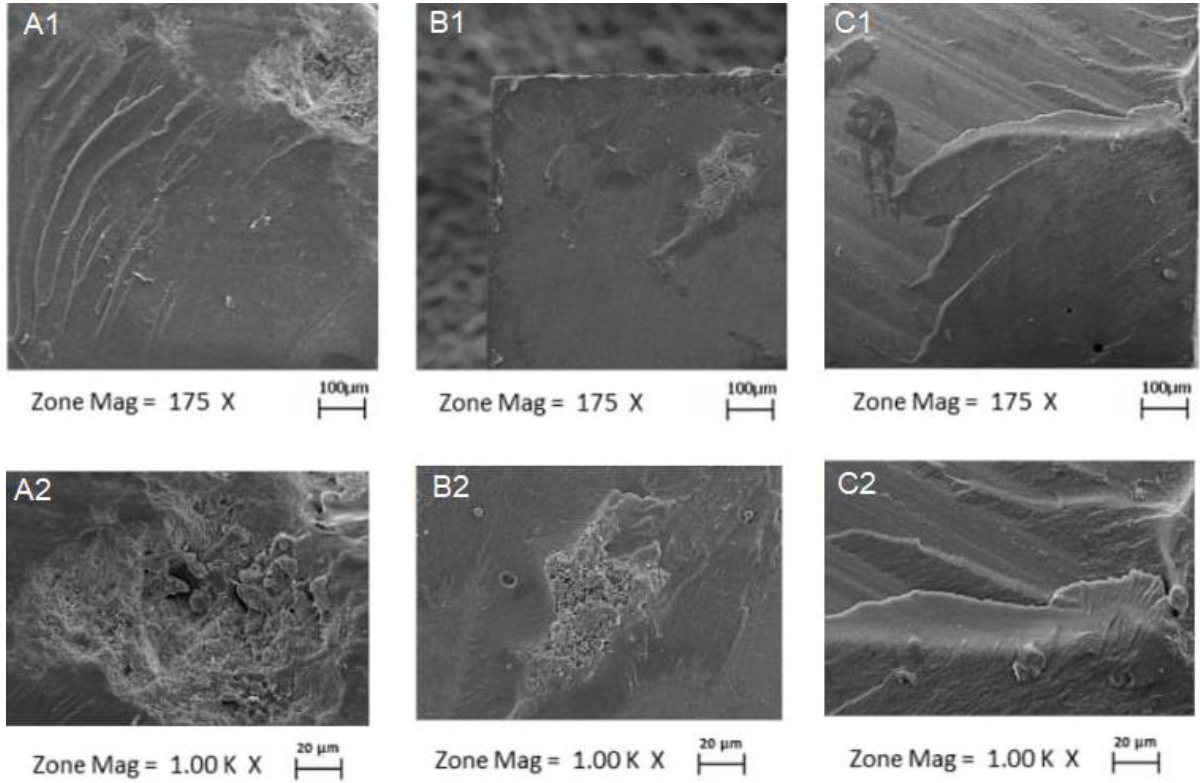
Tablo 4. 2: Gruplarda gözlemlenen kırılma tipleri.

Bağlayıcı Ajan		Bekletme süresi	Adeziv Başarısızlık	Karışık Başarısızlık	Koheziv Başarısızlık
Grup I (Clearfil SE Bond)	A	Kontrol	%75	%5	%20
	B	3 dk	%75	%20	%5
	C	5 dk	%90	%5	%5
“Grup II (G-Premio BOND)	A	Kontrol	%70	%15	%15
	B	3 dk	%75	%15	%10
	C	5 dk	%85	%15	%0
Grup III (Singlebond Universal)	A	Kontrol	%80	%10	%10
	B	3 dk	%80	%15	%5
	C	5 dk	%90	%5	%5

4.3.SEM Analizi Sonuçları

SEM analizi için hazırlanan örneklerin mikro gerilim testi sonrası kopan kompozit parçalarından 175x ve 1000x büyütme altında görüntüler elde edildi.

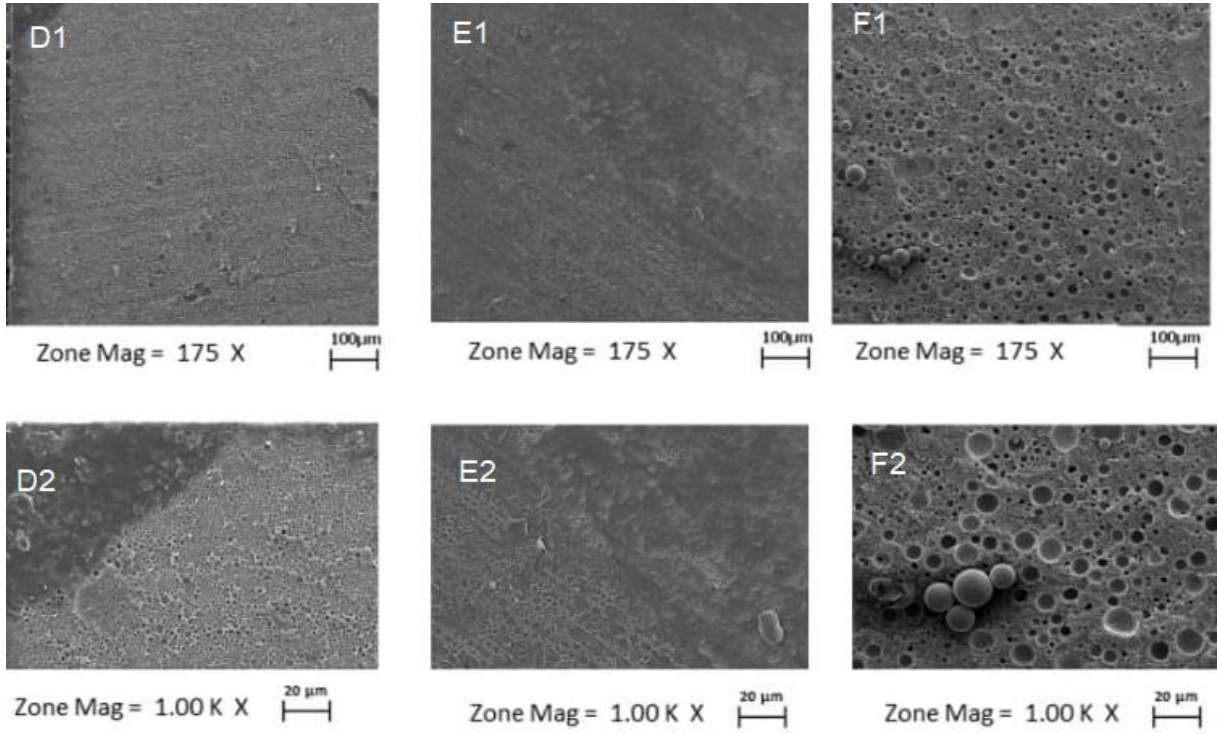
Clearfil SE Bond için elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.6’te gösterilmektedir.



Şekil 4. 6: Clearfil SE Bond örneklerinin SEM analizi görüntüleri.

Şekil 4.6’da A1 ve A2 ile belirtilen görüntüler Clearfil SE Bond’un bekletilmeden uygulandığı gruptan, B1 ve B2 ile isimlendirilmiş görüntüler Clearfil SE Bond’un 3 dakika bekletildikten sonra uygulandığı gruptan ve C1,C2 olarak isimlendirilmiş görüntüler ise Clearfil SE Bond’un 5 dakika bekletildikten sonra uygulandığı gruptan alınmıştır. 175x büyütme altında alınan görüntülerde (A1, B1 ve C1) kompozit yüzeyinde kopmalar tespit edildi. 1000x büyütme altında elde edilen görüntülerde ise kompozit yüzeylerinde delaminasyonlar olduğu gözlemlendi.

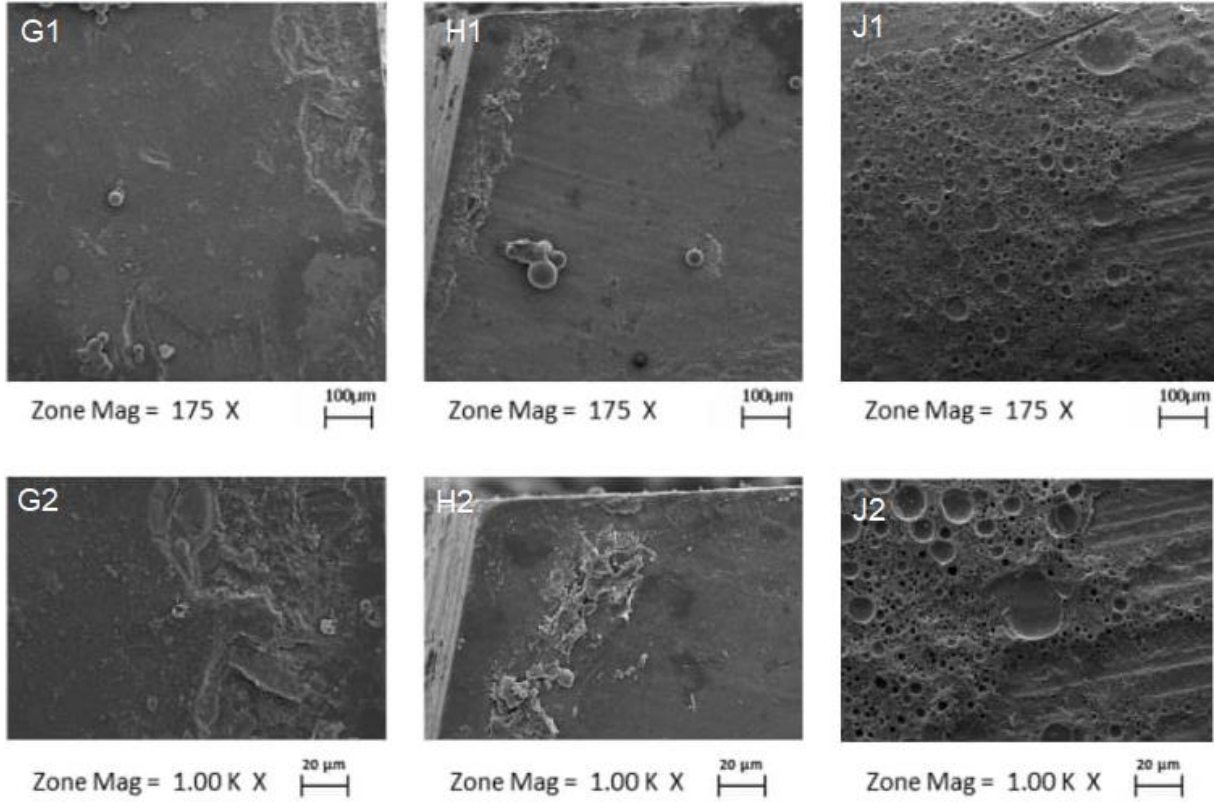
Singlebond Universal için elde edilen SEM görüntüleri aşağıdaki Şekil 4.7’de gösterilmektedir.



Şekil 4. 7: Singlebond Universal örneklerinin SEM analizi görüntüleri.

D1 ve D2 ile isimlendirilmiş görüntüler Singlebond Universal'in bekletilmeden uygulandığı grubu, E1 ve E2 ile isimlendirilmiş görüntüler Singlebond Universal'in 3 dakika bekletildikten sonra uygulandığı grubu ve F1 ve F2 olarak isimlendirilmiş görüntüler ise Singlebond Universal'in 5 dakika bekletildikten sonra uygulandığı grubu temsil etmektedir. Bekletilmeden uygulanan ve 3 dakika bekletildikten sonra uygulanan örneklerden alınan görüntülerde koheziv başarısızlık belirtileri görülmektedir. Farklı olarak 5 dakika bekletme ile uygulanan örneklerin görüntülerinde poroziteler tespit edildi. Yüzeyde krater benzeri oluşumlar tespit edildi.

G-Premio Bond Universal için elde edilen SEM görüntüleri aşağıdaki Şekil 4.8'de gösterilmektedir.



Şekil 4. 8: G-Premio Bond örneklerinin SEM analizi görüntüleri.

G1 ve G2 ile isimlendirilmiş görüntüler G-Premio Bond'un bekletilmeden uygulandığı grubu, H1 ve H2 ile isimlendirilmiş görüntüler G-Premio Bond'un 3 dakika bekletildikten sonra uygulandığı grubu ve J1 ve J2 olarak isimlendirilmiş görüntüler ise G-Premio Bond'un 5 dakika bekletildikten sonra uygulandığı grubu ifade etmektedir. Bekletilmeden uygulanan ve 3 dakika bekletildikten sonra uygulanan örneklerden alınan görüntülerde koheziv başarısızlıklar ve kompozit delaminasyonu görüntülenmektedir. Farklı olarak 5 dakika bekletme ile uygulanan örneklerin görüntülerinde poroziteler tespit edildi. Yüzeyde krater benzeri oluşumlar tespit edildi.

5. TARTIŞMA

Rezin esaslı kompozit materyallerin dentine bağlanması teknik hassasiyet gerektiren, restorasyonun uzun dönem başarısını belirleyen kritik bir süreçtir ⁽⁶²⁾. Bu tez çalışmasında dental adezivlerin bir süre godede bekletilmeleri durumunda bağlanma dayanımlarındaki değişim araştırılmıştır.

Çalışmamızda bir altıncı nesil self etch (Clearfil SE Bond) ve iki adet universal adeziv test edilmiştir. Test gruplarımız arasında en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri Clearfil SE Bond uygulanan kontrol grubunda elde edilmiştir. Kontrol gruplarıyla kıyaslandığında bu iki basamaklı self etch sistemin universal bondlardan (G-Premio Bond ve Singlebond Universal) istatistiki olarak daha yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu nedenle çalışmamızın H_{01} hipotezi (dental adezivlerin bond şişesinden bir godeye aktarılmasından sonra dişe uygulanmasına kadar geçen zaman dentine olan bağlanma dayanımlarını etkilemez) reddedilmiştir. Çalışmamızda en düşük ortalama bağlanma dayanımı değeri G-Premio Bond grubunda 5 dk godede bekletilen örneklerde ölçülmüştür. Tüm bağlayıcı ajan gruplarında 5 dk godede bekletme işlemi bağlanma performanslarını istatistiki olarak belirgin bir şekilde azaltmıştır. Bu nedenle çalışmamızın H_{02} hipotezi (farklı dental adezivlerin dentin dokusuna bağlanma dayanımları arasında bir fark yoktur) reddedilmiştir.

Günümüz diş hekimliğinde diş dokularını korumaya yönelik olarak uygulanan minimal invaziv yaklaşım mümkün olan en az doku kaybını hedefler. Amalgam dolgular için hazırlanan ve diş dokularından ekstra madde kaldırarak oluşturulan kaviteler artık tercih edilmemektedir. Bu duruma bağlı olarak rezin esaslı kompozit materyaller hem anterior hem de posterior dişlerde sıklıkla kullanılmaktadır ⁽¹⁷⁵⁾. Rezin kompozitlerin dental adezivler ile mine dokusuna bağlanması dentine bağlanmasından daha başarılıdır ⁽¹⁰⁴⁾. Bunun başlıca nedeni bu iki dokunun yapısal farklılığıdır. Mine içeriğindeki yüksek inorganik yapı, suyun az olması, dentine göre daha homojen bir yapıda olması vb. özellikleri sayesinde bağlanma için ideal bir yüzeydir. Dentin dokusu ise mineye göre daha düşük inorganik içeriğe sahip olması, yapısındaki hidroksi apatit kristallerinin mineye göre daha az organik bir yapıya sahip olması, tübüler nemli bir doku olması ve ayrıca pulpadaki odontoblast hücrelerinin uzantılarını yapısında bulundurması nedeni ile bağlanması daha zor bir dokudur ⁽¹⁷⁵⁾.

Literatürde dentine bağlanma konusunun araştırıldığı birçok çalışma bulunmaktadır. Farklı dental adezivlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı ⁽²¹⁸⁾, dentin yüzeyine farklı işlemlerin yapılarak bağlanmanın değerlendirildiği ⁽²¹⁹⁾, sağlıklı ya da çürük dentin üzerinde yapılan çalışmalar ⁽²²⁰⁾ vb. konular literatürde araştırılan başlıca başlıklardır.

Adeziv rezinin uygulanması, üretici talimatlarına birebir uyulmasını gerektiren, hassasiyet gösterilmesi gereken bir aşamadır. Ancak her zaman teorik bilgiler ile klinik uygulamalar birebir örtüşmeyebilir. Tam bağlayıcı ajan uygulanmasına geçildiği esnada bazı aksilikler ve hekim hataları nedeniyle süreç uzayabilmektedir. Bonding ajanın kaviteye uygulanması sırasında kullanılan aplikatörün kaviteye uymaması, kullanılan el aletlerinin; örneğin aynanın yere düşürülmesi, herhangi bir nedenle kavite izolasyonunun bozulması vb. birçok durum godeye alınan bağlayıcının kaviteye geç uygulanmasına neden olabilir. Benzer şekilde birden fazla kavitenin hazırlandığı vakalarda bondun godede ne kadar bekletilebileceği incelediğimiz kadarıyla literatürde cevabı olmayan bir araştırma konusudur.

Şişesinden dışarı çıkarılan bağlayıcı ajanın içeriğindeki uçucu solventler (aseton, etanol) zamana bağlı olarak ortamdan uzaklaşabilir. Clearfil SE Bond ve Singlebond Universal etanol bazlı iken tercih edilen diğer dental adeziv G-Premio Bond aseton bazlıdır. Çalışmamızda Clearfil SE Bond grubunda bekletme işlemi sadece bonding aşamasında yapılmıştır. Aseton bazlı primerler yüksek derecede uçucu ve çabuk buharlaşabilir oldukları için bu adezivlerin şişelerin kapaklarının hemen kapatılması ve gode içerisinde bekletilmemesi önemlidir. Etanol bazlı primerler ise aseton bazlı olanlara göre nispeten az uçucu ve buharlaşma hızı daha yavaştır.

Çalışmamızda bağlayıcı ajanların etkinliğini test etmek için mikro gerilim bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Rezin kompozit materyaller ile dentin dokusu arasında gerçekleşen adeviz bağlanmanın değerlendirildiği çalışmalarda genellikle mikro gerilim testi kullanılmaktadır ⁽²²¹⁾. Mikro gerilim test yönteminin önemli avantajlarından biri 1 mm²'lik bir alanın test edilebilirliğidir. Bir diğer avantajı ise dişin farklı bölgelerinin bağlanma dayanımı değerlerinin hesaplanabilmesidir. Sahip olduğu avantajlar nedeniyle Pashley ve ark. mikro gerilim bağlanma dayanımı testlerini en güvenilir bağlanma testleri olarak nitelendirmiştir ⁽²²²⁾. Van Meerbeek ve ark. 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada, son yıllarda yapılan bağlanma dayanımı testlerinin çoğunda mikro gerilim testinin tercih edildiğini bildirmektedir ⁽¹¹³⁾.

Çalışmamızda mikro gerilim bağ dayanımı testleri için Meerbeek ve ark.'nın mikro gerilim bağ dayanımı testi için yayınladıkları kılavuz göz önünde bulundurularak her grup için beş adet çürüksüz molar dişi seçildi ⁽²¹¹⁾. Benzer in vitro çalışmalarda araştırmacılar sığır dişlerini de tercih edebilmektedir. Ancak Nakamichi ve ark. sığır dişlerinde dentin derinliğinin artması ile bağlanma değerlerinin azaldığını göstermiştir ⁽²²³⁾. Aynı konu ile ilgili bir diğer çalışmada ise sığır kesici dişlerinde intertübüler dentinin daha poröz bir yapıda olduğu bildirildi ⁽²²⁴⁾. İnsan ve sığır dişlerinin FT-Raman spektroskopisi yöntemiyle incelendiği bir başka çalışmada ise dişler arasında dentinin organik ve inorganik yapılarında farklılıklar olduğu tespit edilmiştir ⁽²²⁵⁾. Bu çalışmaların ışığında çalışmamızda insan dişi kullanılmasına karar verildi.

Çalışmamızda kullanacağımız dişler çekimlerinden en geç 1 ay sonra mikro gerilim bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Dentin bağlanma dayanımı testi uygulanacak olan dişler ISO standartları gereği (Technical Specification ISO/TS 11405: 2003(E), Second ed.; 2003-02-01) dişin çekiminden hemen sonra teste tabi tutulmalıdır. Dişlerin çekimden sonra test uygulanmadan bekletildiği durumlarda dentin dokusunda yer alan protein yapıların dejeneratif yıkımı söz konusu olabilir. Bu durum bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebilmektedir ⁽²²⁶⁾. Pashley ve ark. (1988) çekimden sonra geçen sürenin dentin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada 1 ay kadar bekleyen dişlerde dentin bağlanma değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmiştir ⁽²²⁷⁾.

Dişlerin çekimini takiben ve mikro numunler hazırlandıktan sonra mikro gerilim testlerinin uygulanmasına başlanmadan önce dişlerin saklanacağı farklı solüsyon ve sıvılar önceki çalışmalarda tartışılmıştır. Rosa ve ark. yaptıkları bir meta analiz çalışmasında dişlerin distile su, yapay tükürük veya Kloramin T solüsyonu içinde saklanabileceğini bildirildi ⁽²²⁸⁾. Lee ve ark. ise yaptıkları bir çalışmada çekilmiş dişlerin distile suda, %0,9'luk NaOCl'de veya %0,5'lik Kloramin T solüsyonunda saklanabileceğini bildirmektedir ⁽²²⁹⁾. Bu çalışmalar dikkate alınarak çalışmamızda çekilmiş dişlerin örnek hazırlanma aşamasına kadar %0,5'lik kloramin T içinde saklanmasına ve mikro numuneler oluşturulduktan sonra oda sıcaklığında distile su içinde bekletilmesine karar verildi.

Çalışmamızda üç farklı dental adeziv materyali Clearfil SE Bond, G-Premio Bond ve Singlebond Universal Bond test edildi. Clearfil SE Bond daha önceki çalışmalarda altın standart olarak kabul edildiği için kontrol grubu olarak seçildi ⁽¹³⁶⁾. Resin kompozit materyallerin içeriği ve doldurucu oranlarındaki farklılıklar bağlanma dayanımı üzerine etkilidir ⁽²³⁰⁾. Bu nedenle

tüm gruplarda sadece Grandio Nanohibrit Rezin Kompozit kullanıldı. Tüm uygulamalar üretici talimatlarına uygun bir şekilde deneyimli bir hekim tarafından gerçekleştirildi.

Çalışmamızda çürük dişler kullanılmamıştır. Çünkü sağlam dentin- dental adeziv arasındaki bağlanma dayanımı ile çürük dentin- adeziv arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği önceki çalışmalarda bildirilmektedir ⁽²³¹⁾. Diğer yandan kırık veya çatlak dişlerde mikro mekanik bağlanmayı etkileyebileceği için çalışmaya dahil edilmedi. Van Meerbeek ve ark. hazırladıkları bir mikro gerilim bağ dayanımı testi kılavuzunda gruplara dahil edilen her bir diştten en az 8-12 arasında mikro numune elde edilmesi gerektiğini bildirdi ⁽²¹¹⁾. Bu kılavuza uygun olarak her bir diştten 10 adet mikro numune elde edildi.

Bağlanma dayanımı değerleri ortalaması en yüksek olan grup Grup IA iken en düşük bağlanma dayanımı ortalamasının ölçüldüğü grup ise Grup IIC'dir. Grup IA da Clearfil SE Bond bekletilmeden uygulanırken Grup IIC'de G-Premio Bond gode içince 5 dakika bekletildikten sonra uygulanmıştır. Bekletme sonucu bağlayıcı ajanda meydana gelen olumsuzlukların yanı sıra bu iki adeziv materyalin içeriklerinin farklı olması da bağlanma dayanımı değerlerini etkilemiş olabilir. Clearfil SE Bond Bis-GMA içerirken G-Premio Bond içermemektedir. Clearfil SE Bond içeriğinde çözücü solvent olarak etanol bulunurken G-Premio Bond içeriğinde çözücü solvent olarak aseton bulunmaktadır. Temel olarak bu farklılıkların bağlanma dayanımını etkilemiş olabileceği düşünülmektedir.

Bağlayıcı ajanlar bekletilme süreleri açısından incelendiğinde; bekletilmeden uygulanan örnekler ile 5 dakika bekletildikten sonra uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak fark olduğu tespit edildi. Bu durum Clearfil SE Bond üretici talimatlarında yer alan 3 dakika içinde kullanılması tavsiyesiyle örtüşürken G-Premio Bond üretici talimatlarında yer alan 5 dakikaya kadar kullanılabileceği yönündeki tavsiyeyle ters düşmektedir. Çünkü Clearfil SE Bond'un 3 dk. bekletildiği grupta bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak adezivin bekletilmeden uygulandığı örneklerden düşük değildir. Ancak G-Premio Bond'un 5 dk. bekletildiği grupta bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak diğer gruplardan daha düşüktür.

Adeziv içeriğinde bulunan dimetakrilat, 10-MDP gibi monomerlerin gode içinde geçen süre ile bozunmasının ve ortamda serbest metakrilik asit ve serbest fosforik asit gibi asidik yapıların bulunmasının adezivin kimyasal bileşimini değiştirdiği ve özelliklerini etkilediği bilinmektedir ⁽²³²⁾. Adezivin kimyasal yapısının bozulması dentin yüzeyindeki smear tabakasına penetrasyonu

engelleyeceği için oluşan bağlanma adeziv ile smear tabakası arasında sınırlı kalacaktır ve adeziv alttaki sağlam dentine ulaşamayacaktır ⁽⁷⁰⁾.

10-MDP monomeri test ettiğimiz üç bağlayıcı ajanın da yapısında bulunan kimyasal bağlanma potansiyeline sahip nanotabakalar oluşturabilen bir monomerdur ⁽²³³⁾. 10-MDP monomeri dentindeki kollajen fibriller üzerindeki apatit kristallerine iyonik olarak bağlanarak 10-MDP-Ca tuzlarını oluşturur. Bu bağ güçlü, kimyasal, uzun ömürlü bir bağıdır. Çalışmamızda bağlayıcı ajanın godede bekletilmesi ile bağlanma dayanımı değerlerinin düşmesi bağlayıcı ajanın penetrasyon yeteneğinin azalması, dentindeki apatit kristallerinde yeterli asidik etkiyi gösterememesi sonucu kalsiyum ile kimyasal bağ yeteneğinin azalmasına bağlı olarak gerçekleşmiş olabilir.

Clearfil SE Bond iki basamaklı 6. nesil self etch bir adeziv sistemdir. Üretici bu bağlayıcı ajanın bir godeye alınarak kullanılmasını tavsiye etmektedir. Çalışmamızda Clearfil SE Bond kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Daneshkazemi ve ark. 2013 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı mekanik yük ve termal siklus uygulamalarının dentine bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada dental adeziv olarak sadece Clearfil SE Bond kullanmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre farklı termal siklus ve mekanik yüklerin uygulandığı gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri herhangi bir mekanik yük veya termal siklusa maruz kalmayan kontrol grubunda elde edilmiştir ⁽²³⁴⁾. Benzer şekilde Akehashi ve ark. 2019 yılında indirekt restorasyonlarda bağlanma dayanımını inceledikleri bir çalışmada Clearfil SE Bond kullanılarak simante edilen indirekt restorasyonların Clearfil Majesty ve Panavia V5 ile simante edilen restorasyonlardan daha yüksek bir bağlanma dayanımı ortalamasına sahip olduğunu bildirmiştir ⁽²³⁵⁾. Walter ve ark.'nın 2012 yılında yaptıkları iki yıllık yaşlandırma ve bir yıllık yaşlandırma sonrasında elde edilen bağlanma dayanımı değerlerini 24 saat yaşlandırma sonrası hazırlanmış örneklerdeki bağlanma dayanımı değerleri ile karşılaştırdıkları çalışmada farklı universal adezivler kullanmışlardır. Bond Force (Tokuyama, Yamaguchi, Japonya) ile hazırlanan örneklerde tüm yaşlandırma grupları için elde edilen ortalama değerler en yüksek değerler olarak hesaplanırken 7 farklı adeziv içinde ortalama değerleri en yüksek ikinci adeziv Clearfil SE Bond olmuştur ⁽²³⁶⁾. Uğurlu'nun 2020 yılında yapmış olduğu bir çalışmada farklı universal adezivlerin iki kat uygulama ile iyonlaştırıcı radyasyonun bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmıştır. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmamış dentin örneklerinde Clearfil SE Bond tek kat uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı değeri 49,91 MPa olarak bildirilmiş ve çalışmada elde edilen en yüksek ortalama olmuştur ⁽²³⁷⁾.

Suarez ve ark. 2019 yılında raf ömrünün universal dental adezivlerin dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Ürünün ilk günü, raf ömrünün yarısına gelindiğinde ve raf ömrünün sonuna gelindiğinde Clearfil SE Bond ile hazırlanmış örneklerde elde edilen bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla şu şekilde bildirilmiştir: 36,61 MPa, 22,34 MPa, 16,29 MPa. Singlebond Universal ile hazırlanmış örneklerde elde edilen bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla şu şekilde bildirilmiştir: 36,48 MPa, 35,01 MPa, 25,90 MPa ⁽²³²⁾.

Singlebond Universal total etch, self etch ve selektif etch yöntemi, ile çalışma imkanı sunabilen universal bir adezivdir. Primer ve bondun aynı şişede bulunduğu adeziv üreticinin tavsiyesi doğrultusunda direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanılabilmektedir.

Cruz ve ark. dendrimer içeren deneysel bir universal adezivin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada karşılaştırma gruplarından birini Singlebond Universal olarak belirlemişlerdir. Çalışma bulguları arasında Singlebond Universal'ın bağlanma dayanımı 23,69 MPa olarak bildirilmiştir ⁽²³⁸⁾. Hass ve ark. 2019 yılında yaptıkları çalışmada doğal dentin çürükleri ve çürüksüz dentin üzerine self etch ve etch-rinse uygulama protokolleri ile uygulanan universal adezivlerin bağlanma dayanımı sonuçlarını incelemişlerdir. Singlebond Universal'ın test edildiği örnekler diğer adezivlerin test edildiği örneklerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahiptir ⁽²³⁹⁾. Hazırlanan örneklerin suda bekletildiğinde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerini araştıran başka bir çalışmada ise Singlebond Universal adeziv kullanarak hazırlanan örnekler karşılaştırma amacıyla 1 gün ve 28 gün suda bekletilerek teste tabi tutulmuştur. Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri ise 1 gün suda bekletilen grupta 20,6 MPa olarak ölçülmüştür. 28 gün su içerisinde bekletilen örneklerde ise bağlanma dayanımı ölçüm sonuçları 26,61 MPa olarak bildirilmiştir ⁽²⁴⁰⁾.

Dentin ıslaklığının universal adezivlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmada Choi ve ark. Singlebond Universal ve G-Premio Bond'u çalışmalarına dahil etmişlerdir. Dentin yüzeyinin farklı sürelerde hava ile kurutulduğu çalışmada hava kurutması yapılmayan, 5 saniye hava ile kurutma yapılan ve 10 saniye hava ile kurutma yapılan örneklerden elde edilen bağlanma dayanımı sonuçları karşılaştırıldığında bu iki adeziv için istatistiksel olarak bir farklılık saptamamışlardır ⁽²⁴¹⁾.

Yamauchi ve ark. 2019 yılında universal adezivlerin uygulama protokollerini karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Singlebond Universal ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı

değerleri ortalama 41,5 MPa ölçülmüştür. G-Premio Bond ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri ise 27,5 MPa olarak ölçülmüştür ⁽²⁴²⁾.

G-Premio Bond total etch, self etch ve selektif etch çalışmaya imkan sunan universal bir dental adezivdir. Tüm komponentler tek bir şişe içindedir. Üretici bondun kullanılmadan önce çalkalanmasını tavsiye etmektedir. Üreticinin ürünün çalışma süresi ile ilgili verdiği bilgiler ise farklılıklar göstermektedir. Avrupa ülkeleri için hazırlanmış olan bilgilendirme broşürlerinde çalışma süresinin 7 dakika olduğu, Amerika için hazırlanmış broşürlerinde ise çalışma süresinin 5 dk ya kadar uzatılmış olduğu bildirilmektedir ^(243, 244).

Çeşitli çalkalama yöntemlerinin universal adezivlerin bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada G-Premio Bond çalkalama yapılmadan ve aktif çalkalama sonrası uygulanmış bağlanma dayanımı değerleri 22,3 MPa ile 35,4 MPa arasında ölçülmüştür ⁽²⁴⁵⁾.

Dönüşüm derecesinin universal adezivlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışmada, çalışma gruplarından birinde dental adeziv materyal olarak G-Premio Bond kullanılmıştır. Suda bekletilen grupta elde edilen bağlanma dayanımı değerleri 60 MPa, termal siklus ile yaşlandırma yapılan grupta elde edilen bağlanma dayanımı değerleri ise 49,9 MPa olarak bildirilmiştir ⁽²⁴⁶⁾.

Fu ve ark. ise yaptıkları bir çalışmada adeziv uygulaması sonrası hava ile kurutma süresinin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemişlerdir. G-Premio Bond uygulandıktan sonra hava ile kurutma yapılmadan hazırlanan örneklerde elde edilen bağlanma dayanımı değerleri 14,79 MPa olarak bildirilmiştir. Hava kurutmasının 5, 15 ve 30 saniye boyunca yapıldığı örneklerde elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ⁽²⁴⁷⁾.

Çalışmamızda sticklerin kırılma paternleri incelendiğinde adeziv başarısızlık oranının yüksek olduğu tespit edilmiştir. Dental adezivin 5 dakika gode içince bekletildiği örneklerde tespit edilen adeziv başarısızlık oranı yüzde olarak kontrol ve 3 dk bekletilen örneklerden daha yüksektir. Bu durumun nedeni adezivin bekletilmesinden kaynaklanan kimyasal bozulma ve açığa çıkan serbest asitlerin yetersiz bağlanması olabilir. ⁽²³²⁾. Tüm gruplar içinde en yüksek koheziv başarısızlık Clearfil SE Bond'un bekletilmeden uygulandığı gruplarda görülürken en düşük koheziv başarısızlık oranı G-Premio Bond'un 5 dakika bekletildiği gruplarda tespit edildi. Bu sonuçların elde edilen bağlanma dayanımı değerleriyle benzer olması adezivin

bekletilmesinin bağlanma dayanımı değerlerini azalttığını ve oluşturulan bağların bozulmasını arttırdığını desteklemektedir.

SEM analizi sonucunda tüm adezivlerin kontrol gruplarından elde edilen görüntülerde kompozit yüzeydeki kırılmalar dikkat çekicidir. Bu kırılmalar tabaka şeklinde olduğu için diğer çalışmalarda belirtildiği gibi kompozit delaminasyonları olarak adlandırılabilir ^(248, 249). Clearfil SE Bond bekletilmeden uygulanan örneklerin 1000x büyütme altındaki görüntüleri ile 3 dakika bekletildikten sonra uygulanan örneklerin 1000x büyütme altındaki görüntüleri karşılaştırıldığında bekletilmeyen örneklerde oluşan kompozit kırılmalarının daha belirgin olduğu tespit edilmiştir. Bunun bekleme süresi sonrası bağ gücünün azalmasıyla alakalı olduğu düşünülmektedir. Aynı durum G-Premio Bond içinde geçerlidir. Ancak Singlebond Universal için bu durumdan bahsedilemez. G-Premio Bond ve Singlebond Universal adezivlerin 5 dk bekletildikten sonra uygulandığı örneklerin 175x ve 1000x büyütme altında elde edilen görüntülerinde porözitelerin ve krater benzeri oluşumlar tespit edilmiştir. Bekleme süresinin artmasıyla özelliklerini kaybeden adezivin dentine ulaşamaması, sadece yüzeysel smear tabakasına tutunması nedeniyle bu krater benzeri oluşumlar meydana gelmiş olabilir.

Diş hekimliği uygulamalarında yapılan tedavi, kullanılan materyaller ve uygulama teknikler en doğru şekilde klinik çalışmalar sayesinde değerlendirilmektedir. Bu çalışmalarda laboratuvarla standardize edilemeyecek hastanın oral faktörleri ve çevresel faktörler çalışma sonucuna doğrudan etki etmektedir ⁽²¹¹⁾. Bu avantajların yanı sıra hastaların takibinin yapılması, kontrol randevularına hastaların gelmemesi, değerlendirilmesi planlanan materyaller için takip süresinin uzun olması gibi durumlar ise klinik çalışmaların dezavantajları arasında yer almaktadır ⁽¹⁶¹⁾. Diğer yandan piyasaya çıkan bir ürünün test edildiği çalışmalarda sonuçlara erken ulaşma isteği ve bu sonuçlara göre ürünün geliştirilmesi gibi beklentiler nedeniyle laboratuvar çalışmaları da sıklıkla yapılmaktadır ⁽²¹²⁾. Ancak laboratuvar çalışmaları hastanın oral faktörleri, örneğin çiğneme alışkanlıkları, tükürük akış hızı, tükürük pH değeri vb. özellikler tam olarak tesis edilemediği için laboratuvar çalışmalarında elde edilen sonuçların klinik performansı kesinlikle yansıtmadığı bilinmelidir. İn vitro çalışmaların sonuçları her ne kadar klinik çalışmalar için bir kesinlik bildirmese de materyallerin bazı özellikleri hakkında bilgi edinmeyi kolaylaştırmaktadır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızın in vitro olması çalışma sınırlamaları dahilindedir. Ancak hasta üzerinde yapılacak bir çalışmada bağlayıcı ajanın kasıtlı olarak godede bekletilerek uygulanması etik açıdan mümkün değildir.

Gelecekte farklı bekleme süreleri ve farklı dental adezivler ile yeni çalışmalar yapılması konunun incelenmesi için faydalı sonuçlar sağlayabilir.



SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları göz önüne alındığında elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

I-Üretici firma talimatları doğrultusunda standart uygulamada iki basamaklı Self self-etch adeziv sistemi Clearfill Se BOND dentin dokusu örneklerine bağlanmada universal adezivler G-Premio BOND ve Singlebond Universal'den daha başarılı bulunmuştur ($p<0.001$).

II-3 Dk. gode içinde bekletildikten sonra uygulanan adeziv ajanların bağlanma dayanımları kendi kontrol grupları ile kıyaslandığında Clearfill Se BOND ve G-Premio BOND gruplarında istatistiksel bir azalmaya rastlanılmadı ($p<0.05$).

III- 5 Dk. gode içinde bekletildikten sonra uygulanan adeziv ajanların bağlanma dayanımları kendi kontrol grupları ile kıyaslandığında tüm gruplarda bağlanma dayanım değerlerinde istatistiki bir azalma olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

IV- Test edilen örneklerin başarısızlık tipleri incelendiğinde tüm adeziv sistemlerde 5 dk gode içinde bekletilen Grup IC, Grup IIC ve Grup IIIC 'nin en yüksek adeziv başarısızlık yüzdelere sahip olduğu görüldü.

V- Testler sonrası kırılan örneklerin bağlanma ara yüzeyleri SEM ile incelendiğinde özellikle G-Premio BOND ve Single BOND Universal örneklerinin 5 Dk. godede bekletilmelerinin ardından pöröz bir yapı almaları ve uçucu asidik monomerlerinin etkinliklerinin azalması sonucu oluştuğunu düşündüğümüz baloncuk ve krater benzeri yapılar tespit edildi. Bu durum smear tabakasına ideal şekilde penetre olunamaması ve kaliteli bir hibridizasyon oluşturulamamış olunmasından kaynaklanıyor olabilir.

VI-Bağlayıcı ajanlar üretici firma talimatları doğrultusunda şişeden alındıktan sonra mümkün olan en kısa zamanda uygulanmalı. 5. Dk. ya varan uzun sürelerde gode içinde bekletilen adezivlerin başarısızlık oranının belirgin şekilde artacağı bilinmelidir.

KAYNAKLAR

1. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:31-44.
2. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
3. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report. *J Oral Rehabil* 2004;31(10):991-1000.
4. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent* 2004;32(5):379-83.
5. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003;28(5):647-60.
6. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater* 2008;24(4):492-501.
7. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(1):7-22.
8. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
9. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.
10. Lacruz RS, Habelitz S, Wright JT, Paine ML. Dental Enamel Formation and Implications for Oral Health and Disease. *Physiol Rev* 2017;97(3):939-93.
11. Simmer JP, Hu JC. Dental enamel formation and its impact on clinical dentistry. *J Dent Educ* 2001;65(9):896-905.
12. Ramirez Rozzi F. Enamel structure and development and its application in hominid evolution and taxonomy. *J Hum Evol* 1998;35(4-5):327-30.
13. Slavkin HC, Diekwisch T. Evolution in tooth developmental biology: of morphology and molecules. *Anat Rec* 1996;245(2):131-50.
14. Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: structure, composition and mineralization. *Front Biosci (Elite Ed)* 2011;3:711-35.
15. Kawasaki K, Buchanan AV, Weiss KM. Gene duplication and the evolution of vertebrate skeletal mineralization. *Cells Tissues Organs* 2007;186(1):7-24.
16. Kenneth M. Hargreaves HEG, Franklin R. Tay. Seltzer and Bender's Dental Pulp; 2012.
17. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000;45(5):355-61.
18. Glick M, Abel SN, Muzyka BC, DeLorenzo M. Dental complications after treating patients with AIDS. *J Am Dent Assoc* 1994;125(3):296-301.
19. Nishiyama SA, Nakano V, Velásquez-Melendez G, Avila-Campos MJ. Occurrence of herpes simplex virus 1 and three periodontal bacteria in patients with chronic periodontitis and necrotic pulp. *Can J Microbiol* 2008;54(4):326-30.
20. Slots J, Nowzari H, Sabeti M. Cytomegalovirus infection in symptomatic periapical pathosis. *Int Endod J* 2004;37(8):519-24.

21. Yildirim S, Yapar M, Kubar A, Slots J. Human cytomegalovirus, Epstein-Barr virus and bone resorption-inducing cytokines in periapical lesions of deciduous teeth. *Oral Microbiol Immunol* 2006;21(2):107-11.
22. Seymen F, Tuna B, Kayserili H. Seckel syndrome: report of a case. *J Clin Pediatr Dent* 2002;26(3):305-9.
23. Hazza'a AM, Al-Jamal G. Radiographic features of the jaws and teeth in thalassaemia major. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):283-8.
24. Shetty K, Garcia J, Leigh J. Success of root canal therapy in HIV-positive patients. *Gen Dent* 2006;54(6):397-402.
25. Suchina JA, Levine D, Flaitz CM, Nichols CM, Hicks MJ. Retrospective clinical and radiologic evaluation of nonsurgical endodontic treatment in human immunodeficiency virus (HIV) infection. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(1):1-8.
26. Elkins DA, Torabinejad M, Schmidt RE, Rossi JJ, Kettering JD. Polymerase chain reaction detection of human immunodeficiency virus DNA in human periradicular lesions. *J Endod* 1994;20(8):386-8.
27. Rickard GD, Richardson R, Johnson T, McColl D, Hooper L. Ozone therapy for the treatment of dental caries. *Cochrane Database Syst Rev* 2004(3):CD004153.
28. Featherstone JD. The continuum of dental caries--evidence for a dynamic disease process. *J Dent Res* 2004;83 Spec No C:C39-42.
29. Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res* 2004;38(3):182-91.
30. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res* 2004;83 Spec No C:C35-8.
31. Featherstone JD, Adair SM, Anderson MH, et al. Caries management by risk assessment: consensus statement, April 2002. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(3):257-69.
32. Krol DM. Dental caries, oral health, and pediatricians. *Current Problems in Pediatric and Adolescent Health Care* 2003;33(8):253-70.
33. Thomson WM. Dental caries experience in older people over time: what can the large cohort studies tell us? *Br Dent J* 2004;196(2):89-92; discussion 87.
34. Winn DM. Tobacco use and oral disease. *J Dent Educ* 2001;65(4):306-12.
35. Touger-Decker R, van Loveren C. Sugars and dental caries. *Am J Clin Nutr* 2003;78(4):881s-92s.
36. Ramos-Gomez FJ, Weintraub JA, Gansky SA, Hoover CI, Featherstone JD. Bacterial, behavioral and environmental factors associated with early childhood caries. *J Clin Pediatr Dent* 2002;26(2):165-73.
37. Berkowitz RJ. Acquisition and transmission of mutans streptococci. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(2):135-8.
38. Garcia-Godoy F, Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:25S-34S.
39. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry; 2001.
40. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116.
41. Nishiyama N, Suzuki K, Takahashi K, Nemoto K. The pKa effects of the carboxylic acid in N-methacryloyl-omega-amino acid on the demineralization and bond strengths to the teeth. *Biomaterials* 2004;25(23):5441-7.
42. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73(6):1212-20.

43. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895-910.
44. Bae JH, Cho BH, Kim JS, et al. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74(2):822-8.
45. Nunes TG, Garcia FC, Osorio R, Carvalho R, Toledano M. Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent Mater* 2006;22(10):963-72.
46. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 2005;113(6):525-30.
47. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11(3):333-55.
48. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998;14(1):6-10.
49. Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent* 1999;12(6):295-8.
50. Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent* 2002;87(2):216-24.
51. Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater* 1998;14(2):99-105.
52. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83(6):454-8.
53. Fu B, Sun X, Qian W, et al. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials* 2005;26(25):5104-10.
54. Tian F, Zhou L, Zhang Z, et al. Paucity of Nanolayering in Resin-Dentin Interfaces of MDP-based Adhesives. *J Dent Res* 2016;95(4):380-7.
55. Miyasaka K, Nakabayashi N. Effect of Phenyl-P/HEMA acetone primer on wet bonding to EDTA-conditioned dentin. *Dent Mater* 2001;17(6):499-503.
56. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2002;23(8):1819-29.
57. Darmani H, Al-Hiyasat AS. The effects of BIS-GMA and TEG-DMA on female mouse fertility. *Dent Mater* 2006;22(4):353-8.
58. Nishiyama N, Suzuki K, Asakura T, Komatsu K, Nemoto K. Adhesion of N-methacryloyl-omega-amino acid primers to collagen analyzed by ¹³C NMR. *J Dent Res* 2001;80(3):855-9.
59. McLean JW. The pioneers of enamel and dentin bonding. *J Adhes Dent* 1999;1(3):185-7.
60. Söderholm KJ. Dental adhesives how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 2:227-30.
61. Centenary year of scientific papers in the British Dental Journal. *Br Dent J* 1997;182(4):153-4.
62. Sebold M, André CB, Sahadi BO, Breschi L, Giannini M. Chronological history and current advancements of dental adhesive systems development: a narrative review. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2020:1-27.
63. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
64. Buonocore MG. Principles of Adhesive Retention and Adhesive Restorative Materials. *J Am Dent Assoc* 1963;67:382-91.

65. Singh K, Naik R, Hegde S, Damda A. Shear Bond Strength of Superficial, Intermediate and Deep Dentin In Vitro with Recent Generation Self-etching Primers and Single Nano Composite Resin. *J Int Oral Health* 2015;7(Suppl 1):28-32.
66. Brudevold F, Buonocore M, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;35(6):846-51.
67. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;131 Suppl:20S-25S.
68. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965;44(5):895-902.
69. Alexieva C. Character of the hard tooth tissue-polymer bond. II. Study of the interaction of human tooth enamel and dentin with N-phenylglycine-glycidyl methacrylate adduct. *J Dent Res* 1979;58(9):1884-6.
70. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent* 2020;22(1):7-34.
71. Boyde A, Switsur VR, Stewart ADG. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues. *Archives of Oral Biology* 1962;7:185-93.
72. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, et al. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dent Mater* 2014;30(10):1147-53.
73. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater* 2013;29(2):221-30.
74. Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *J Dent* 2013;41(10):908-17.
75. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 2008;24(7):978-85.
76. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17(5):430-44.
77. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004;32(3):173-96.
78. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996;75(6):1404-13.
79. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2005;84(12):1160-4.
80. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58(4):1364-70.
81. Stanley HR, Going RE, Chauncey HH. Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *J Am Dent Assoc* 1975;91(4):817-25.
82. Eriksen HM, Leidal TI. Monkey pulpal response to composite resin restorations in cavities treated with various cleansing agents. *Scand J Dent Res* 1979;87(4):309-17.
83. Chan DC, Jensen ME. Dentin permeability to phosphoric acid: effect of treatment with bonding resin. *Dent Mater* 1986;2(6):251-6.
84. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265-73.
85. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3(4):133-8.
86. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990;6(1):45-50.

87. Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, et al. Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. *Dent Mater* 2018;34(7):1072-81.
88. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:81-94.
89. Ruyter IE. The chemistry of adhesive agents. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:32-43.
90. Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1985;1(5):170-6.
91. Chan DC, Reinhardt JW, Boyer DB. Composite resin compatibility and bond longevity of a dentin bonding agent. *J Dent Res* 1985;64(12):1402-4.
92. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of dentine bonding agents. *Aust Dent J* 1991;36(4):298-301.
93. Scherer W, Kaim JM, Weiner E, Weiner S, Caruso J. Third generation dentin bonding agents: a microleakage study. *J Esthet Dent* 1990;2(2):33-5.
94. Chappell RP, Spencer P, Eick JD. The effects of current dentinal adhesives on the dentinal surface. *Quintessence Int* 1994;25(12):851-9.
95. Camps J, Saradell JM, Dejou J, Pignoly C, Jacquot B. Influence of concentration and application time of maleic acid on dentin permeability. *Dent Mater* 1995;11(3):177-81.
96. Fanchi M, Breschi L. Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. *Quintessence Int* 1995;26(6):431-5.
97. Erickson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent* 1989;2 Spec No:117-23.
98. Dickinson GL, Stevens JT, Overberger JE, McCutcheon WR. Comparison of shear bond strengths of some third-generation dentin bonding agents. *Oper Dent* 1991;16(6):223-30.
99. Barkmeier WW, Cooley RL. Shear bond strength of the Tenure Solution dentin bonding system. *Am J Dent* 1989;2(5):263-5.
100. Kanca J, 3rd. Microleakage of five dentin bonding systems. *Dent Mater* 1989;5(6):415-6.
101. Swift EJ, Jr. Bonding systems for restorative materials--a comprehensive review. *Pediatr Dent* 1998;20(2):80-4.
102. Kanca J, 3rd. Bonding to tooth structure: a rational rationale for a clinical protocol. *J Esthet Dent* 1989;1(4):135-8.
103. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 2001;17(2):122-6.
104. Fusayama T. Total etch technique and cavity isolation. *J Esthet Dent* 1992;4(4):105-9.
105. Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent* 1992;5(3):127-9.
106. Kanca J, 3rd. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992;123(9):35-43.
107. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24(9):618-31.
108. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent* 1998;26(2):147-56.
109. Pereira GD, Paulillo LA, De Goes MF, Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *J Adhes Dent* 2001;3(3):257-64.
110. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002;33(3):213-24.

111. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996;75(4):1034-44.
112. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996;12(4):236-44.
113. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26(2):e100-21.
114. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994;73(11):1690-702.
115. Milia E, Cumbo E, Cardoso RJ, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Curr Pharm Des* 2012;18(34):5542-52.
116. May KN, Jr., Swift EJ, Jr., Bayne SC. Bond strengths of a new dentin adhesive system. *Am J Dent* 1997;10(4):195-8.
117. Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., May KN, Jr., Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent* 1998;11(3):114-7.
118. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003;82(2):136-40.
119. Freitas PH, Giannini M, Franca R, et al. Correlation between bond strength and nanomechanical properties of adhesive interface. *Clin Oral Investig* 2017;21(4):1055-62.
120. Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., Heymann HO, et al. A 12-year clinical evaluation of a three-step dentin adhesive in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc* 2009;140(5):526-35.
121. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013;29(1):59-84.
122. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-37.
123. Loguercio AD, Luque-Martinez I, Munoz MA, et al. A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Oper Dent* 2014;39(6):652-62.
124. Al-Ehaideb A, Mohammed H. Shear bond strength of "one bottle" dentin adhesives. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):408-12.
125. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
126. Ye Q, Park J, Parthasarathy R, et al. Quantitative analysis of aqueous phase composition of model dentin adhesives experiencing phase separation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012;100(4):1086-92.
127. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, et al. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci* 2014;56(1):1-9.
128. Oliveira GC, Oliveira GM, Ritter AV, et al. Influence of tooth age and etching time on the microtensile bond strengths of adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 2012;14(3):229-34.
129. Jang JH, Lee MG, Woo SU, et al. Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dent Mater J* 2016;35(4):606-12.
130. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, et al. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21(9):864-81.
131. Boushell LW, Heymann HO, Ritter AV, et al. Six-year clinical performance of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Dent Mater* 2016;32(9):1065-72.

132. Wang R, Shi Y, Li T, et al. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent* 2017;62:72-80.
133. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res* 2001;80(6):1565-9.
134. Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, et al. Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dent Mater* 2015;31(12):1493-501.
135. Yoshida Y, Inoue S. Chemical analyses in dental adhesive technology. *Japanese Dental Science Review* 2012;48(2):141-52.
136. Pena CE, Rodrigues JA, Ely C, Giannini M, Reis AF. Two-year Randomized Clinical Trial of Self-etching Adhesives and Selective Enamel Etching. *Oper Dent* 2016;41(3):249-57.
137. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002;30(7-8):371-82.
138. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32(8):611-21.
139. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res* 2005;84(4):350-4.
140. Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995;11(2):132-6.
141. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin-dentin interdiffusion zone. *Dent Mater* 2001;17(4):277-83.
142. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, et al. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 2008;24(10):1412-9.
143. Van Landuyt KL, De Munck J, Ermis RB, Peumans M, Van Meerbeek B. Five-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in noncarious cervical lesions. *Clin Oral Investig* 2014;18(4):1045-52.
144. Krifka S, Seidenader C, Hiller KA, Schmalz G, Schweikl H. Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):215-24.
145. Ruschel VC, Shibata S, Stolf SC, et al. Eighteen-month Clinical Study of Universal Adhesives in Noncarious Cervical Lesions. *Oper Dent* 2018;43(3):241-49.
146. Makishi P, Andre CB, Ayres A, Martins AL, Giannini M. Effect of Storage Time on Bond Strength and Nanoleakage Expression of Universal Adhesives Bonded to Dentin and Etched Enamel. *Oper Dent* 2016;41(3):305-17.
147. Makishi P, Andre CB, Silva JL, et al. Effect of Storage Time on Bond Strength Performance of Multimode Adhesives to Indirect Resin Composite and Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Oper Dent* 2016;41(5):541-51.
148. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):28-33.
149. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent* 2015;36(1):15-26; quiz 28, 40.
150. Cuevas-Suarez CE, da Rosa WLO, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent* 2019;21(1):7-26.
151. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RR. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *J Dent Res* 1994;73(8):1437-43.

152. Cheng L, Weir MD, Zhang K, et al. Dental primer and adhesive containing a new antibacterial quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent* 2013;41(4):345-55.
153. Imazato S, Ehara A, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of dentine primer containing MDPB after curing. *J Dent* 1998;26(3):267-71.
154. André CB, Gomes BP, Duque TM, et al. Dentine bond strength and antimicrobial activity evaluation of adhesive systems. *J Dent* 2015;43(4):466-75.
155. Mazzoni A, Tjaderhane L, Checchi V, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res* 2015;94(2):241-51.
156. Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjäderhane L. The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. *Acta Odontol Scand* 2007;65(1):1-13.
157. Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res* 2007;86(6):529-33.
158. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dent Mater* 2013;29(10):999-1011.
159. Li F, Majd H, Weir MD, Arola DD, Xu HH. Inhibition of matrix metalloproteinase activity in human dentin via novel antibacterial monomer. *Dent Mater* 2015;31(3):284-92.
160. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(2):E215-20.
161. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-47.
162. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater* 2003;19(7):584-8.
163. Moszner N, Salz U. New developments of polymer dental composites. *Progress in Polymer Science - PROG POLYM SCI* 2001;26:535-76.
164. Cattani-Lorenti M, Godin C, Bouillaguet S, Meyer J-M. Linear polymerization shrinkage of new restorative composite resins. *European Cells and Materials* 2003;5.
165. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.
166. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302-18.
167. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res* 1999;78(7):1304-11.
168. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 2003;19(3):206-11.
169. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23(1):51-9.
170. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003;134(10):1382-90.
171. Pu Z, Mark JE, Jethmalani JM, Ford WT. Effects of Dispersion and Aggregation of Silica in the Reinforcement of Poly(methyl acrylate) Elastomers. *Chemistry of Materials* 1997;9(11):2442-47.

172. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 2004;25(18):4065-71.
173. Wilson KS, Antonucci JM. Interphase structure-property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. *Dent Mater* 2006;22(11):995-1001.
174. Patodiya A, Hegde M. Current Topic DENTAL COMPOSITES: PAST, PRESENT AND FUTURE. *DENTAL COMPOSITES: PAST, PRESENT AND FUTURE National Journal of Community Medicine* | Volume 3 | Issue 4 | Oct – Dec 2012 2012;Volume 3:Page 754 -56.
175. <Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 7th Edition (2019).pdf>.
176. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15(2):120-7.
177. Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005;33(6):525-32.
178. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res* 2017;31(suppl 1):e61.
179. Alkhubairy F, AlKheraif A, Naseem M, Khan R, Vohra F. Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents. *Pak J Med Sci* 2018;34(2):253-59.
180. Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endod Dent Traumatol* 1986;2(5):177-83.
181. Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. *Quintessence Int* 1987;18(9):633-41.
182. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(1):9-20.
183. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29-38.
184. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am* 2017;61(4):751-78.
185. Rawls KACSHR. Phillips' Science of Dental Materials; 2012.
186. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16(1):33-40.
187. Yadav R, Kumar M. Dental restorative composite materials: A review. *J Oral Biosci* 2019;61(2):78-83.
188. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:59-66.
189. Rodríguez HA, Kriven WM, Casanova H. Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2019;101:274-82.
190. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dent J* 2018;12:664-78.
191. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J* 1993;43(5):492-8.
192. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008;16(4):158-65.
193. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.
194. McDonough WG, Antonucci JM, He J, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-8.

195. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 2016;32(2):223-32.
196. Zanatta RF, Lungova M, Borges AB, et al. Microleakage and Shear Bond Strength of Composite Restorations Under Cycling Conditions. *Oper Dent* 2017;42(2):E71-e80.
197. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e38-49.
198. Sultana N, Nawal RR, Chaudhry S, Sivakumar M, Talwar S. Effect of acid etching on the micro-shear bond strength of resin composite-calcium silicate interface evaluated over different time intervals of bond aging. *J Conserv Dent* 2018;21(2):194-97.
199. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *Eur J Dent* 2015;9(2):176-82.
200. Okuno O. [Micro-tensile testing machine]. Tokyo Ika Shika Daigaku Iyo Kizai Kenkyusho Hokoku 1970;4:75-8.
201. Missirlis YF, Chong M. Aortic valve mechanics--Part I: material properties of natural porcine aortic valves. *J Bioeng* 1978;2(3-4):287-300.
202. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993;26(2):111-9.
203. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73(6):1205-11.
204. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e50-62.
205. Sinhoreti MAC, Soares EF, Abuna GF, et al. Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems in Different Dentin Regions on a Class II Cavity Configuration. *Braz Dent J* 2017;28(4):474-81.
206. Mallick R, Sarangi P, Mohanty S, et al. Micro-tensile bond strength of different adhesive systems on sound dentin and resin-based composite: An in-vitro study. *J Conserv Dent* 2015;18(5):379-83.
207. Dikmen B, Gurbuz O, Ozsoy A, et al. Effect of Different Antioxidants on the Microtensile Bond Strength of an Adhesive System to Sodium Hypochlorite-treated Dentin. *J Adhes Dent* 2015;17(6):499-504.
208. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1(4):299-309.
209. Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *J Dent Res* 2000;79(1):41-8.
210. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76(6):1298-307.
211. Armstrong S, Breschi L, Ozcan M, et al. 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. *Dent Mater* 2017;33(2):133-43.
212. Resin Based Dental Adhesive System Clearfil SE Bond. 2021. "<https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/clearfil-se-bond-instructions-for-use-tr.pdf>". Accessed 04.12.2021 2021.
213. CLEARFIL SE BOND Technical information. 2022. "https://kuraraydental.com/wp-content/uploads/2018/05/clearfil-se-bond_technical.pdf". Accessed 01.01.2022 2022.
214. G-Premio BOND from GC One-component light-cured universal adhesive. "https://cdn.gceurope.com/v1/PID/gpremiobond/leaflet/LFL_G-Premio_BOND_en.pdf". Accessed 04.12.2021 2021.

215. Oz F, Kutuk zb, Balkan E, Ozturk C, Gurgan S. Bond strength of three different universal adhesives after different thermal cycling protocols. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2018;32:1-12.
216. 3M™ Single Bond Universal Adeziv. 2021. "https://www.3m.com.tr/3M/tr_TR/p/d/v000184382/". Accessed 04.12.2021 2021.
217. Grandio® EN 24049 / ISO 4049'a uygun Işıklı sertleşen nano hibrid dolgu materyali Kullanım talimatı. 2021. "https://www.voco.dental/tr/portaldatal/1/resources/products/instructions-for-use/tr/grandio_ifu_tr.pdf". Accessed 04.12.2021 2021.
218. Cruz J, Sousa B, Coito C, et al. Microtensile bond strength to dentin and enamel of self-etch vs. etch-and-rinse modes of universal adhesives. *Am J Dent* 2019;32(4):174-82.
219. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci* 2010;118(1):80-6.
220. Follak AC, Miotti LL, Lenzi TL, Rocha RO, Maxnuck Soares FZ. The impact of artificially caries-affected dentin on bond strength of multi-mode adhesives. *J Conserv Dent* 2018;21(2):136-41.
221. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater* 2005;21(11):999-1007.
222. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-40.
223. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 1983;62(10):1076-81.
224. Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17(2):171-5.
225. Soares LES, Campos ADF, Martin AA. Human and Bovine Dentin Composition and Its Hybridization Mechanism Assessed by FT-Raman Spectroscopy. *Journal of Spectroscopy* 2013;2013:1-7.
226. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26(2):e24-37.
227. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1988;67(2):467-70.
228. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015;43(7):765-76.
229. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., et al. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007;138(12):1599-603.
230. Han B, Dong Y, Gao X, Wang X, Tian F. Effect of filler content on the microtensile bond strength of composite resin and dentin in Class I cavities. *Quintessence Int* 2012;43(2):e16-22.
231. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 1991;4(5):241-6.
232. Cuevas-Suarez CE, Ramos TS, Rodrigues SB, et al. Impact of shelf-life simulation on bonding performance of universal adhesive systems. *Dent Mater* 2019;35(9):e204-e19.
233. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27(1):17-28.

234. Daneshkazemi AR, Davari AR, Ataei E, Dastjerdi F, Hajighasemi E. Effects of mechanical and thermal load cycling on micro tensile bond strength of clearfil SE bond to superficial dentin. *Dent Res J (Isfahan)* 2013;10(2):202-9.
235. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J* 2019;38(6):955-62.
236. Walter R, Swift EJ, Jr., Nagaoka H, et al. Two-year bond strengths of "all-in-one" adhesives to dentine. *J Dent* 2012;40(7):549-55.
237. Ugurlu M. Effect of the double application of universal adhesives on the dentine bond strength after radiotherapy. *Aust Dent J* 2020;65(3):181-88.
238. Vasconcelos ECJ, Polido M, Brito J, Goncalves LL. Dentin Bonding and SEM Analysis of a New Experimental Universal Adhesive System Containing a Dendrimer. *Polymers (Basel)* 2020;12(2).
239. Hass V, Cardenas A, Siqueira F, et al. Bonding Performance of Universal Adhesive Systems Applied in Etch-and-Rinse and Self-Etch Strategies on Natural Dentin Caries. *Oper Dent* 2019;44(5):510-20.
240. Bahrololumi N, Beglou A, Najafi-Abrandabadi A, et al. Effect of water storage on ultimate tensile strength and mass changes of universal adhesives. *J Clin Exp Dent* 2017;9(1):e78-e83.
241. Choi AN, Lee JH, Son SA, et al. Effect of Dentin Wetness on the Bond Strength of Universal Adhesives. *Materials (Basel)* 2017;10(11).
242. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci* 2019;61(4):549-53.
243. . GC G-Premio Bond Kataloğu GC Europe N.V. LFL_G-Premio_BOND_en.Z O LF EN 8 77 06/21.
244. . GC G-Premio Bond Kataloğu, GCGC America Inc. GG-Premio-BOND-SSheet-07-16-2019.
245. Jang JH, Jeon BK, Mo SY, et al. Effect of various agitation methods on adhesive layer formation of HEMA-free universal dentin adhesive. *Dent Mater J* 2019;38(1):101-06.
246. Tichy A, Hosaka K, Abdou A, Nakajima M, Tagami J. Degree of Conversion Contributes to Dentin Bonding Durability of Contemporary Universal Adhesives. *Oper Dent* 2020;45(5):556-66.
247. Fu J, Saikaew P, Kawano S, et al. Effect of air-blowing duration on the bond strength of current one-step adhesives to dentin. *Dent Mater* 2017;33(8):895-903.
248. Niu Y, Ma X, Fan M, Zhu S. Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations. *Dent Mater* 2009;25(1):129-34.
249. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006;22(1):45-56.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı,soyadı: Ahmet Gültekin

Uyruğu:TC

Doğum tarihi ve yeri: 12.02.1994 İstanbul

Telefon:

E-mail:

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Şehremini Anadolu Lisesi	2012

Yabancı Dil: İngilizce

Yayınlar: Can We Prevent Coffee Stains on Teeth? (JOURNAL OF MEDICINAL FOOD, 2021)

Examination of discolorations caused by acidic drinks and coffee on composites. (International dentistry and health congress IDU-DENT 2020, İzmir, Türkiye, 28-29 Kasım 2020, ss.333-334)