

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN KRON VE KÖK DENTİNİNE
BAĞLANMA DAYANIMI VE STABİLİTESİ**

Noor Yawiz Ahmed ALNAFTACHI

DOKTORA TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU

KONYA-2023

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN KRON VE KÖK DENTİNİNE
BAĞLANMA DAYANIMI VE STABİLİTESİ**

Noor Yawiz Ahmed ALNAFTACHI

DOKTORA TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 21212001 proje numarasıyla desteklenmiştir.

KONYA-2023

ÖNSÖZ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki doktora eğitim sürecimde ve tez çalışmamın hazırlanmasında büyük destek ve katkıları olan, hayatın birçok yönünde sahip olduğu deneyimleri ve bilgi birikimi cömertlikle paylaşan değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince emeği geçen değerli hocalarım Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ, Prof. Dr. H. Esra ÜLKER, Prof. Dr. Ali Rıza ÇETİN, Dr. Öğr. Üy. Merve GÜRSES, Dr. Öğr. Üy. Fatma SAĞ GÜNGÖR' e,

Doktora eğitimim süresinde aynı odayı paylaştığım, birlikte yediğim içtiğim, çok güzel anılar biriktirdiğim, yıllar sonra özlemle hatırlayacağım günleri birlikte yaşadığım, iş yerinde ev sıcaklığını yakaladığımız çok sevgili asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca bana destek olan, varlığıyla güven ve huzur veren sevgili babam Yavuz TÜRKOĞLU'na, bu günlere gelmemde en büyük yardımcım olan, her zaman arkamda duran, hayattaki en büyük şansım pamuk kalpli annem Çelenk TÜRKOĞLU'na,

Doktora eğitimim boyunca sabrı, maddi ve manevi her türlü desteği ile yanımda olan, hayatı paylaşmaktan büyük mutluluk duyduğum sevgili eşim Mohammed Taher Abbas ABBAS'a

Teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ÖZET.....	vi
SUMMARY	vii
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Adezyon	4
2.1.1 Adezyonu Etki Eden Faktörler.....	5
2.1.2 Diş Yüzeyine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler	6
2.2 Dentinin Yapısal Özellikleri	7
2.2.1 Dentinin İnorganik Yapısı.....	8
2.2.2 Dentinin Organik Yapısı	9
2.2.3 Dentinin Kanalları	9
2.2.4 Kök Dentinin Yapısal Özellikleri.....	10
2.3 Dentin Fiziksel Özellikleri	11
2.3.1 Dentin Yorulma Direnci.....	11
2.3.2 Dentin mikrosertliği	12
2.3.3 Dentin Elastikiyet Modülü	12
2.3.4 Dentin Geçirgenliği (Permeabilite)	13
2.4 Dentin Dokusuna Adezyon	13
2.4.1 Sağlıklı Dentin Dokusuna Adezyon	13
2.4.2 Sklerotik Dentinde Adezyon	14
2.4.3 Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon.....	15
2.4.4 Dentine Adezyonu Etkileyen Diğer Faktörler	16
2.5 Dental Adeziv Sistemler	19
2.5.1 Nesillere Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	20
2.5.2 Klinik Uygulama Basamaklarına Göre Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırması.	26
2.5.3 Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerine Göre Sınıflandırması.	42
2.5.4 Dental Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi	43
2.6 Yaşlandırma Yöntemleri	44
2.6.1 Termal siklus	44
2.6.2 Otoklavda Yaşlandırma.....	44
2.6.3 Suda bekletilerek	44
2.7 Bağlanma Dayanım Testleri.....	45

2.7.1 Makro Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear Bond Strength Test)	46
2.7.2 Makro çekme bağlanma dayanımı testi.....	46
2.7.3 Mikro makaslama bağlanma kuvvet testi	47
2.7.4 Mikro çekme bağlanma kuvvet testi	47
2.7.5 İtme Testleri (Push-out)	48
2.8 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri	48
3. GEREÇ VE YÖNTEM	49
3.1 Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması	50
3.1.1 Çekilmiş Dişlerin Toplanması ve Saklanması.....	50
3.1.2 Örneklerin Hazırlanması	50
3.2 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması.....	56
3.2.1 Kırılma Tiplerinin İncelenmesi	57
3.2.2 Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi	57
3.3 İstatistiksel Değerlendirme.....	60
4. BULGULAR	61
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	61
4.2. Kırılma Tipi Bulguları.....	64
4.3. SEM Analizi Görüntüleri	66
5. TARTIŞMA	76
5.1 Bağlanma Dayanımı.....	80
5.2 SEM Görüntülerin Değerlendirilmesi	90
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	93
7. KAYNAKLAR.....	94
8.EKLER.....	110
EK-A: Etik Kurul Kararı.....	110
EK-B: Turnitin Raporu	112
8. ÖZGEÇMİŞ.....	115

SİMELELER VE KISALTMALAR

µm	: Mikrometre
4-AETA	:4-akriloksietiltrimellitik asit anhidrit
4-ME	:4-metakriloksietil trimellitik asit
Bis-GMA	: Bisfenol-a-glisidil metakrilat
BPDM	: Bifenil dimetakrilat
BPMD	: Bifenil dimetakrilat
BPO	: Benzoylperoksit
Ca	: Kalsiyum
CP	: Sistein Proteaz
CSE	: Clearfil SE Bond
D3MA	: Dekandiol dimetakrilat
dk	: Dakika
DMADDM	: Dimetil-aminododesil metakrilat
EDC	:1-Etil-3-karbodiimid
HEMA	:2-Hidroksietil metakrilat
MA	: Metakrilik Asit
MCAP	: Metakrilik karboksilik asit polimer
MDP	: Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat
MDPB	:12-Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
HT	: Hibrit Tabaka
RT	: Rizin Taglar
MEHQ	: Monometil eter hidrokinon
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetre kare
MMA	: Metil metakrilat
MMP	: Matriks metalloproteinaz
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre

NPG-GMA	: Gliserofosforik asit dimetakrilat
PBU	: Prime&Bond Universal
PENTA	: Dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat
PPD	: 1-Fenil-1,2 propandion
SUB	: Single Bond Universal
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TBB	: Tri-n-butil boran
TBU	: Tetrik-N Bond Universal
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat

ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Üniversal Adezivlerin Kron ve Kök Dentinine Bağlanma Dayanımı ve Stabilitesi

Noor Yawiz Ahmed ALNAFTACHI

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2023

Bu çalışmanın amacı üniversal adezivlerin servikal kök dentinine (derin basamak dentinine) ve kron dentinine bağlanma dayanımı ve stabilitelerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Bu in vitro çalışmada 80 adet çekilmiş insan molar dişleri kullanılmıştır. Dişler su soğutması altında kesilerek derin kronal dentin ve derin marjindeki kök dentin yüzeyleri elde edilmiştir. Dentin yüzeyinde 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik zımparalar kullanılarak standart bir smear tabakası elde edildikten sonra örnekler oklüzal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik rezine gömülmüştür. Daha sonra kron ve kökler, 4 farklı dentin bonding system (Clearfil SE Bond (CSE), Single Bond Universal (SBU), Prime&Bond Universal (PBU) ve Tetric N-Bond Universal (TBU) ve 2 farklı süre (24 saat, ve 6 ay suda yaşlandırmadan sonra) deki bağlanma dayanımını test etmek için 8 gruba ayrılmıştır. Dentin yüzeylerine adeziv sistemler self-etch modda uygulandıktan sonra bir kompozit rezin (ceram.x SphereTEC one) ile 2 mm çapında 4 mm yüksekliğinde bloklar hazırlanmıştır. Örnekler bir grupta 24 saat diğer grupta 6 ay distile suda bekletildikten sonra kırılma bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için One Way Anova ve Tukey HSD testi kullanıldı (P=0,05). Her grup için ikişer örnek SEM mikroskobunda bağlantı ara yüzünün morfolojisini değerlendirmek için hazırlandı ve incelendi.

Çalışmada kullanılan tüm adeziv sistemlerin hem 24 saat hem 6 ay sonra kron dentinine bağlanma dayanımı değerleri kök dentininden daha yüksek bulunmuştur. Kullandığımız adeziv sistemlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanımı değerleri arasında hem kök hem kron için istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır. 6 ay yaşlandırmadan sonra hem krona hem kökte en stabil ve en yüksek bağlanma dayanımı TBU bulunmuş en düşük bağlanma dayanımı SBU grubunda gözlenmiştir ve bu iki bonding arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Altı ay yaşlanmadan sonra bağlanma dayanımı değeri kök dentininde CSE, PBU ve TBU için, kron dentininde sadece TBU için stabil kalmıştır. Altı ay yaşlandırmadan sonra tüm adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değeri krona köke göre daha fazla azalmıştır.

Anahtar kelimeler: Derin Marjine Bağlanma Dayanımı; Derin Marjin Elevasyonu; Kök Dentini; Kök Dentine Bağlanma Dayanımı; Üniversal Adeziv Sistemler.

SUMMARY

REPUBLIC OF TURKEY

SELÇUK UNIVERSITY

HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Bond Strength and Stability of Universal Adhesives to Coronal and Root Dentin

Noor Yawiz Ahmed ALNAFTACHI

Department of Restorative Dentistry

PhD THESIS /KONYA-2023

The aim of this study was to comparatively evaluate the bond strength and stability of universal adhesives to cervical root dentin (deep margin dentin) and crown dentin.

In this in vitro study, 80 extracted human molars were used. The teeth were cut under water cooling to obtain deep coronal dentin and root dentin surfaces at the deep margin. After obtaining a standard smear layer on the dentin surface using 600, 800, 1000 and 1200 grit abrasives, the samples were embedded in acrylic resin with their occlusal surfaces exposed. Afterwards, crowns and roots, 4 different dentin bonding systems (Clearfil SE Bond (CSE), Single Bond Universal (SBU), Prime&Bond Universal (PBU) and Tetric N-Bond Universal (TBU) and 2 different durations (24 hours, and 6 months after aging in water) were divided into 8 groups to test the bond strength in. After adhesive systems were applied to the dentin surfaces in self-etch mode, blocks of 2 mm diameter and 4 mm height were prepared with a composite resin (ceram.x SphereTEC one). The other group was subjected to fracture bond strength test after being kept in distilled water for 6 months. One Way Anova and Tukey HSD test were used for statistical analysis of the data obtained ($P=0.05$). Two samples for each group were used to evaluate the morphology of the joint interface under SEM microscope.

The bond strength values of all adhesive systems used in the study to crown dentin after both 24 hours and 6 months were found to be higher than root dentin. There was no statistically significant difference between the bond strength values of 4 adhesive systems after 24 hours for both root and crown. After 6 months of aging, TBU found the most stable and highest bond strength in both crown and root, and the lowest bond strength was observed in the SBU group, and the difference between these two bondings was statistically significant. After six months of aging, the bond strength value remained stable for CSE, PBU and TBU in root dentin, and only for TBU in crown dentin. After six months of aging, bond strength values of all adhesive systems decreased more in the crown than in the root.

Keywords: Bond Strength To Deep Margin; Bond Strength To Root Dentin; Deep Margin Elevation; Root Dentin; Universal Adhesive Systems.

1. GİRİŞ

Adeziv rezin restoratif materyallerin kullanımı posterior bölgedeki diş tedavilerinin estetik olarak yapılabilmesini sağlamıştır (Draughn, 1979; Federlin ve ark., 2000; Strobel ve ark., 2005). Geleneksel amalgam restorasyonların yerini, mekanik retansiyon için sağlam diş yapılarından ödün vermeden sağlam diş yapısını koruyan minimal invaziv adeziv restorasyonlar almıştır (Shenoy, 2008). Direkt kompozitler, küçük ve orta ölçekli Sınıf I ve Sınıf II kaviteler için endikedir ve etkilidir (Magne ve ark., 1996; Veneziani, 2017). Ancak proksimal kutunun çevredeki diş eti marjinin altında ve mine-sement bileşiminin yakınında veya altında olduğu daha büyük kaviteli dişlerde olabilmektedir. Bu durumda polimerizasyon büzülmesi riski marjinal adaptasyonda kırılma ve mikrosızıntı gibi problemlere neden olabileceğinden (Giachetti ve ark., 2006; Magne, 2006) kürlenecek daha az rezin miktarına ihtiyaç olan semidirekt (Tay ve Wei, 2001; Alharbi ve ark., 2014) ve indirekt restorasyonlar tavsiye edilmektedir (Leinfelder ve Terry, 2006). Derin subgingival marjinlerde adeziv yapıştırma boyunca optimum izolasyon elde etmek genellikle çok zor veya imkansız olduğundan indirekt restorasyonlar, metal matriks ve interproksimal kama yerleştirildikten sonra adeziv sistemler ve hibrit veya akıcı kompozitlerle servikal marjin daha koronale yükseltildikten sonra da hazırlanabilmektedir. Bu şekilde derin marjin elevasyonu yapılsın yada yapılsın marjinal sızıntı ve devamında sekonder çürük açısından mine-sement sınırının altındaki kök dentine adeziv sistemlerin bağlantısı önemlidir.

Öte yandan yaşla birlikte diş eti çekilmesinde ve sistemik hastalıklarda bir artış görülür. Dişeti çekilmesi sonucu açığa çıkan kök yüzeyleri-sement ve dentinin yapısal özellikleri ve düşük mineral içeriği nedeniyle, diş kronlarına kıyasla çürüğe daha az dirençlidir. Üstelik hastaların çoğu sistemik hastalıkları nedeniyle tükürük akımını azaltan tedaviler alırlar ve ağız kuruluşunun çürük oluşumunda büyük bir etkisi vardır. Ayrıca kuru bir ağız hissi tatlı bir şeyler emme veya çürük yapıcı etkisi de olabilen içeceklerin alınması ile azaltılmaya çalışılır. Sonunda sistemik hastalıklar çürüğü teşvik edici bir diyet değişikliği neden olabilir. Sonuç olarak, yaşlanma ile birlikte kök çürüklerinde bir artış gözlenmektedir (Ravald ve ark., 1986; Steele, 1998) Çürükten başka açığa çıkmış kök yüzeyleri-erezyon, aşınma,

abfraksiyon lezyonları açısından da artmış bir riske sahiptir. Bu durumlarda restorasyonların kök dentine bağlanması önem kazanmaktadır (Kikushima ve ark., 2005).

Klinik kullanım için bir adeziv sistem seçerken, malzemelerin dentin bağ kuvvetinin değerlendirilmesi çok önemlidir. Koronal dentin, kök dentin yüzeyinden daha geniş yüzeyi nedeniyle in vitro çalışmalarda rutin olarak kullanılmaktadır (Korkmaz ve ark., 2010). Bununla birlikte, kök yüzeyi lezyonlarının kalıcı tedavisi, ancak kök dentin yüzeylerine dentin bağ kuvveti değerlendirildikten sonra güvenilir ve etkili bir bağlayıcı madde kullanılarak sağlanabilir. Çünkü mineral içeriğindeki ve dentin substratının morfolojik modelindeki değişikliklerin adezyonu etkilemektedir.

Dentin tübülleri kök dentinde de sementten pulpaya doğru kron dentindekine benzer şekilde uzanmaktadır. Ancak pulpa yakınındaki ve pulpadan uzaktaki dentin arasındaki farklar krona kökten daha belirgindir. Ayrıca hem tübül yoğunluğu hem de peritübüler dentin kalınlığı krona kökten daha fazladır. Bu nedenle kök dentininde tübüller alanın oranı daha düşük olduğu (Chu ve ark., 2010) ve kök dentinin geçirgenliği koronal dentinden daha düşük olduğu bildirilmiştir (Nakajima, 1991). Öte yandan kron dentinin oklüzal yüzeyinde tübüller bağlantı yüzeyine dik seyrederken, servikal ve kök dentinin oklüzal yüzeylerinde dentin tübülleri bağlantı yüzeyüne oblik veya paralel uzanmaktadır (Cavalcanti ve ark., 2008). Bu nedenle kök dentininde daha çok peritübüler dentin bağlantı substratı olarak bulunmaktadır.

Adeziv uygulamalarını kolaylaştırmaya ve adımları azaltmaya yönelik çabalar, yeni adeziv sistemlerinin gelişmesine yol açmıştır (Eren, 2006). “Universal” veya “Multimod” adeziv sistemler total-etch ,self-etch ve selektif-etch modlarında kullanılarak klinik kullanım kolaylığı, azaltılmış teknik hassasiyet ve geleneksel adeziv nesillerinin dezavantajlarını ortadan kaldırması nedeniyle son zamanlarda çok tercih edilmektedir (Da Rosa ve ark., 2015).

Rezinle bağlanmış direkt ve indirekt restorasyonların uzun vadeli klinik başarısı için diş dokularına güçlü ve stabil bir adezyon kritik öneme sahiptir. Ağız boşluğundaki dişler sürekli olarak sıcaklık değişimlerine, çiğneme yüklerine ve restore

edilmiş bir dişin bağlanma arayüzünde bozulmaya neden olabilecek asit ve enzimlerin kimyasal saldırılarına maruz kalır. Bu, marjinal renk bozulmasına, zayıf marjinal adaptasyona, marjinal sızıntıya, post-operatif hassasiyete ve restorasyonun retansiyon kaybına neden olur (Mjor ve Gordan, 2002; Mjor ve ark., 2002). Çalışmalar, modern hidrofilik dentin adezivlerinin oluşturduğu resin-dentin bağlarının zamanla bozulduğunu doğrulamıştır (Hashimoto ve ark., 2000; Takahashi ve ark., 2002; Yang ve ark., 2005).

Literatür taraması yapıldığında kron dentini, bağlanma dayanımı çalışmaları için kök dentinin daha küçük yüzeylerinden daha uygun olduğu için in vitro çalışmalarda rutin olarak kullanılmaktadır. Ünliversal adeziv sistemler ile kron dentine bağlama dayanım çalışmaları çok olmasına rağmen muhtemelen kök dentinine bağlanmanın teknik zorlukları nedeniyle bu dentinde bağlanma çalışmalarına çok fazla rastlanmamıştır. Kök dentinine bağlantı anahtar kelimesi ile yapılan literatür aramalarında genellikle kökün kanal duvarına push out yöntemi ile yapılan yada bukkal yüzeyine yapılan bağlantı çalışmaları bulunmaktadır. Halbuki sekonder çürük açısından kökün servikal kısmındaki dentinin oklüzal yüzeyine bağlantı daha önemlidir. Derin sınıf II kavite dizaynı ile yapılan az sayıdaki çalışmalarda kök dentinine bağlantı daha çok sızıntı çalışmaları ile değlendirmiştir. Yine bu az sayıdaki çalışmada SEM ile rezin dentin arayüz morfolojisi incelenmiştir.

Bu in vitro çalışmada amacımız, kök dentinine bağlanmanın önemi ve bu konuda yapılan çalışmaların sayıca yetersiz olması nedeniyle, pulpa boynuzunun üzerindeki derin kronal dentine ve derin marjindeki kök dentin yüzeyine self-etch modda uygulanan çeşitli ünliversal adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı, bu bağlantının stabilitesi ve rezin-dentin arayüz morfolojisi SEM ile değlendirilerek karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Adezyon

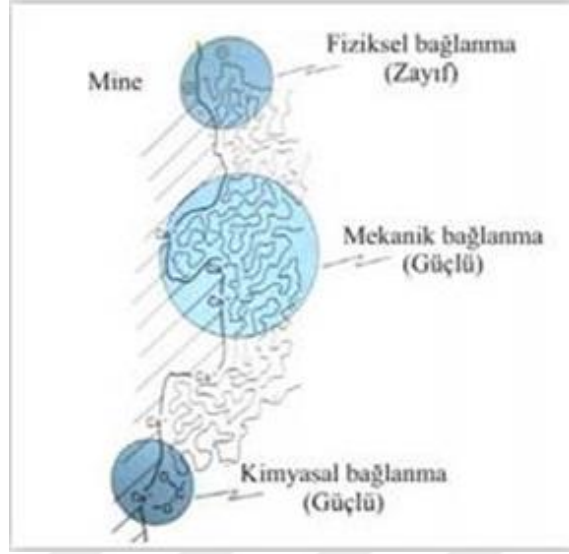
Diş hekimliğinde restorasyonun başarısı için restoratif materyal ile diş yapısı arasındaki bağlanma çok önemlidir. Latince adhaere kelimesinden türetilen adezyon kelimesi, iki yüzeyin birbirine bağlanması ve yapışması olarak tanımlanmakla birlikte, birbiriyle yakın temas halinde olan iki farklı tür maddenin molekülleri arasındaki çekici kuvvet olarak da tanımlanabilir. Aynı türden moleküller arasındaki çekici kuvvete kohezyon kuvveti denir. Bu kuvvet, maddeyi meydana getiren molekülleri bir arada tutar. Maddenin yapısal bütünlüğünden ve formunu koruma yeteneğinden sorumludur. Adezyonu meydana getiren maddeye “adeziv”; adezivin uygulandığı maddeye "adherend" denir. Dental uygulamalar için bonding ajanları adezivdir, adeziv uygulanan diş yüzeyleri ise adherenttir. Adezyon yapılabilmesi için, adeziv ve adherent arasında tam temas olması gerekmektedir (Mjor ve Gordan, 2002; Breschi ve ark., 2008).

Adezyon (bağlanma) için üç farklı mekanizmadan bahsedilmiştir (Mjor ve Gordan, 2002; Breschi ve ark., 2008).

1.Fiziksel Bağlantı: Bu tip bağlanma, birincil ve ikincil kuvvetlerin etkisinden kaynaklanır. Birincil kuvvetler; İyonik, kovalent ve mekanik olmak üzere üç çeşit bağ vardır. ikincil kuvvetler ise, hidrojen bağı, van der Waals kuvvetleri ve diğer elektrostatik etkileşimler gibi ikincil kuvvetlerin bir sonucu olarak farklı tipte düzlemler arasında çok zayıf bir bağ türüdür.

2. Kimyasal Bağlantı: Farklı yapılardaki atomların yüzeyleri arasındaki bağlantıdır. İyonik, kovalent ve metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların oluşmasıyla oluşur.

3. Mekanik Bağlantı: Girintili yüzeylerin birbirine geçmesine dayanan çok güçlü bir bağlanma türüdür ve iyi bir bağlanmanın temelini oluşturur.



Şekil 2.1. Adezyon mekanizmaları (Roberson ve ark., 2006).

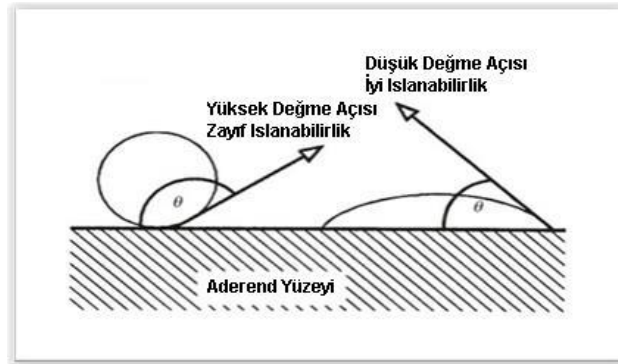
2.1.1 Adezyonu Etki Eden Faktörler

1. İslanabilirlik

Bir sıvının katı bir yüzeye yayılma kolaylığına ıslanma denir. İslanabilirlik, yapıştırıcının yüzey enerjisinden ve yüzey temizliğinden etkilenir. Temiz bir yüzey ve yüksek yüzey enerjisi adezyonu artırabilmektedir.

2. Kontak/Temas Açısı

Bir sıvının yüzeyiyle yaptığı açıdır. Adeziv ve adherent arasında oluşan açı. Bu temas açısı ne kadar küçük olursa, ıslanabilirlik ve adezyon o kadar iyi olabilir.



Şekil 2.2. Temas açısı (θ) ve ıslanabilirlik (Summitt, 2006).

3. Yüzey Enerjisi

Diğer maddeleri atomik ve moleküler seviyede çeken kuvvettir.

4. Yüzey Temizliği

Adezyon gereken yüzeye nem, kir ve tozdan arındırılmalıdır. Bu sayede hem yüzey enerjisi hem de ıslanabilirlik başarılı bir şekilde oluşturulmaktadır.

5. Visközite

Sıvının yüzey gerilimi altında deformasyona karşı direncidir. Bir adezivın etkili olabilmesi için katı bir yüzey üzerinde dağılabilmesi önemlidir. Çok yüksek viskozite; sıvıların yüzeyler üzerinden kolayca akmasını ve pürüzlü alanlara nüfuz etmesini engellemektedir.

6. Yüzey pürüzlülüğü

Temas açıları pürüzsüz yüzeylerde ölçülür. İdeal bağlanma koşulları altında, yüzey pürüzlülüğü bağlanmayı artırma avantajı sağlanmaktadır.(Van Meerbeek ve ark., 1992; Adem, 2022).

2.1.2 Diş Yüzeyine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler

Dişler arasındaki fark: Daimi dişler, süt dişlerine göre daha fazla bağlanma kuvveti göstermektedir. Maksiller dişler, mandibular dişlerden daha düşük bir bağlanma kuvvetine sahiptir.

Florür: Yüksek florür içerikli dişler aşınmaya karşı daha dirençlidir ve bağlanması daha zordur.

Sağlam mine: Bağlanması zor. Fosforik asit ile pürüzlendirme zorunludur.

Bleaching: Karbamid peroksit kullanılmış dişlerde bağlanma dayanımı düşüktür ancak sodyum askorbat kullanılarak bu durum geriye çevrilebilir.

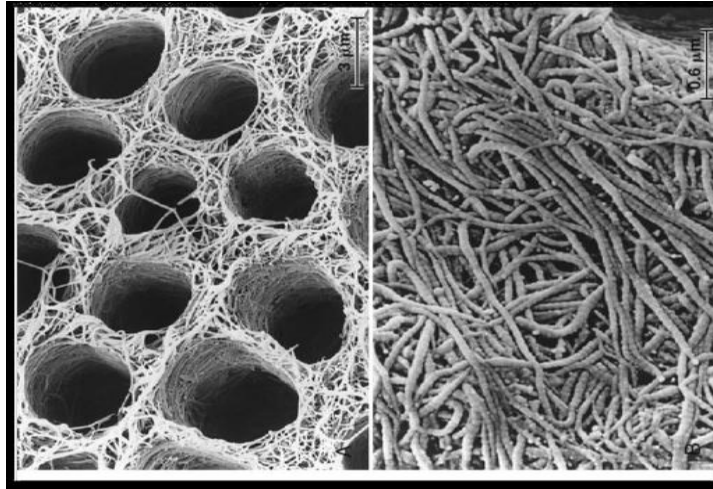
Çürük benzeri lezyonlar: Bağlanma kuvvetini düşürür.

Lazerle aşındırma: Er:YAG aşındırma fosforik asitten daha az etkilidir.

2.2 Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin, dişin mine veya sement ile pulpa arasında kalan kısmıdır. Dentin sarımsı beyaz renkli olup yarı geçirgen özelliktedir. Mineden daha az serttir ancak kemikten ve sement dokusundan daha serttir ve ağırlıkça %70 i inorganik materyal, %20 organik materyal ve %10 sudan oluşur. Dentin dokusu, odontoblastlar tarafından salgılanan kollajen açısından zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşur. Kollajen lifler birbirleriyle oldukça sıkı temastadırlar ve demet şeklinde dizilirler, ayrıca dentin yüzeyine paralel, kanallara dik ve geniş açıda olmak üzere birbirlerini çaprazlar tarzda uzanırlar (şekil 2.3). Yapısal olarak, dentin, mine ve dentinin birleşme noktasından pulpaya uzanan, kan damarı veya sinir içermeyen bir kanal ve tüp sisteminden oluşur. Kron minesinin ve kök sementinin altında yer alan dentin dokusu, sert diş dokularının en hacimlisidir. Hacimce %30'ini organik materyal, %20-25'ini su, %45-50'sini inorganik materyal oluşturur. Mine ile karşılaştırıldığında, dentin daha yumuşak bir dokudur. Kron minesini destekler ve kırılma direnci sağlar (Swift ve ark., 1995; Marshall Jr ve ark., 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998a).

Dentin oluşumunda yer alan hücreler odontoblastlardır. Odontoblastlar, dentinin pulpal yüzeyini oluşturur. Odontoblastlar, embriyogenez sırasında ekstremezektimal hücrelerden gelişir. Bu hücreler ameloblastlardan ayrılır ve hücre dışı matriksi salgılar. Ayrıca, odontoblastik süreç dentin tüpüne kadar uzanır (Swift ve ark., 1995; Marshall Jr ve ark., 1997).

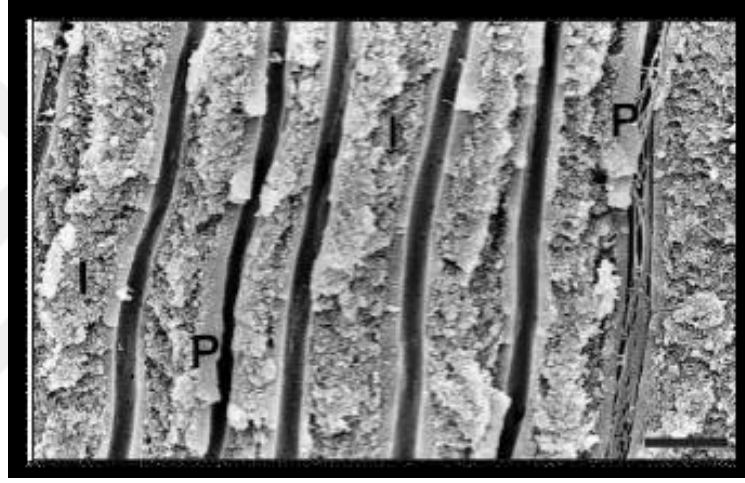


Şekil 2.3. TEM ile görüntülenen dentin kollajen lifleri (Perdigao ve ark., 2014)

İki tip dentin bulunmaktadır:

1. **İntertübüler dentin:** Dentinin ana yapısını oluşturan hidroksiapatit, gömülü kollajen matrisinin yapısal bir elementidir.
2. **Peritübüler dentin:** Kanalin duvarlarını çevreleyen sınırlı dentin yapısıdır.

Peritübüler dentin çok az organik matrise sahiptir ve çok küçük apatit kristalleri ile yoğun bir şekilde doludur. Primer intertübüler dentin zamanla boyutsal stabilitesini korurken, hipermineralize olmuş peritübüler dentinin kalınlığı zamanla artar (Nanci, 2003).



Şekil 2.4. I: intertübüler dentin, P: Peritübüler dentin (Summitt, 2006).

2.2.1 Dentinin İnorganik Yapısı

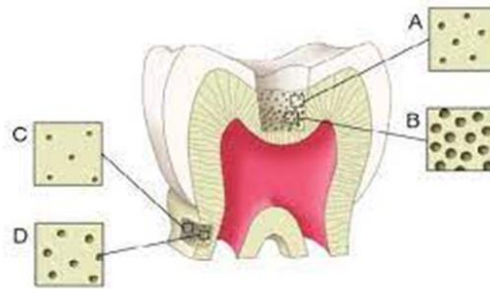
Dentin, genel olarak hidroksiapatit kristallerinden oluşur. Bu kristallerin uzunlukları 20 ila 50 nm, kalınlıkları ise 12 ila 20 nm arasında değişim göstermektedir. Hidroksi apatit kristallerinin boyutları mineden daha küçüktür. Karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko, stronsiyum ve kurşun dentinin diğer major inorganik bileşenleri arasında bulunur. Karbonat, sodyum ve magnezyum dentinin minör inorganik bileşenleri arasında yer alır (Marshall Jr ve ark., 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998a).

2.2.2 Dentinin Organik Yapısı

Dentinin organik dokusunun %93'ü kollajen liflerden oluşur. Bu kolajenlerin %30'u tip 1 kolajenlerden oluşur ve tübüllerin uzun eksenine boyunca dikey olarak düzenlenir. Dentinin diğer organik bileşenleri arasında fosfoproteinler, glikozaminoglikanlar, proteoglikanlar, proteinler, asidik proteinler, büyüme faktörleri ve lipidler bulunur (Marshall Jr, 1993; Marshall Jr ve ark., 1997).

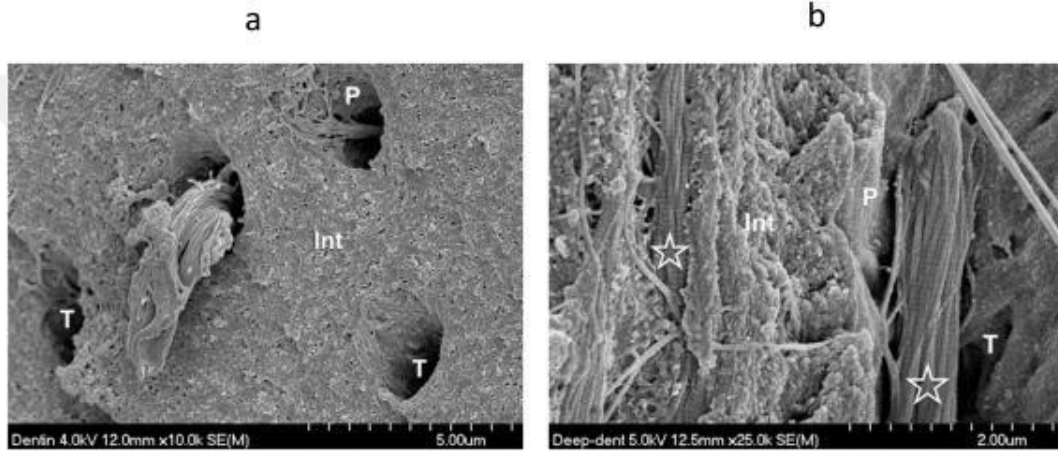
2.2.3 Dentinin Kanalları

Dentin kanalları, mine-dentin birleşiminden pulpa-dentin birleşimine kadar uzanan tübüler şeklinde bir sistemdir. Dentin tübüllerinin çapı ne kadar büyükse, akış hızı ve geçirgenliğinin de o kadar yüksek olduğu bildirilmiştir. Mine birleşiminde dentinin kapladığı alan, pulpal taraftakinden yaklaşık beş kat daha büyüktür, ancak bu alandaki tübüllerin çapı sadece 1 μm 'dir, bu nedenle periferik tübül aralığı daha geniş görünmektedir. Ancak pulpa tarafında dentin yüzeyi 5 kat daha az olmasına rağmen tübül çapları 3-4 μm 'ye kadar çıkmakta bu da bu bölgede intertübüler mesafeyi daraltarak tübüllerin birbirine yakınlaşmasına neden olmaktadır (şekil 2.5). Tübüller bu şekilde bir koni gibi genişlediğinden ve pulpaya doğru uzandığından, dentin geçirgenliği mine-dentin birleşiminde en düşük, pulpa kenarında ise en yüksektir (Pashley ve ark., 1978; Pashley, 1990; ULU ve KIRZIOĞLU, 2012). Ayrıca yaşla birlikte kanal çapı azalır. Dentin kanalları kronun mine içine uzanmasına rağmen kökün sement sınırına ulaşmadan biter (Marshall Jr ve ark., 1997).



Şekil 2.5. Mine-dentin birleşimine yakın olan dentin tübülleri daha küçük ve seyrekken (A), pulpaya yakın olanlar daha büyüktür (B). Kök dentininde yüzeydeki (C) ve derindeki (D) dentin tübülleri koronal dentine göre daha küçük ve az sayıdadır (Lee W. Boushell, Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry'den alıntıdır).

Dentin tübülleri, sürekli olarak 25-30 mmHg'lik bir basınçla pulpadan dışarı itilen dentin lenfini içerir (Swift ve ark., 1995). İntertübüler dentin arasında da sıvı vardır. Bu şekilde dentin, doğal olarak nemli, sert bir doku haline gelmektedir. Dentin tübülleri içinde odontoblastik uzantıları bulunmaktadır, ancak bunlar yüzeysel ve merkezi dentinde daha az, derin dentinde daha yaygındır (Şekil 2.6) bunlara Tomes lifleri denir. Dentin lenfi bu liflerden kalan boşluğu doldurur. Her bir lif bir odontoblast tarafından oluşturulur (Marshall Jr ve ark., 1997).



Şekil 2.6. (a) Orta tabaka dentindeki intertübüler dentinden uzanan odontoblastik uzantıların SEM görüntüsü. (b) Bant şeklindeki intratübüler fibrillerin derin dentindeki SEM görüntüsü (yıldızla gösterilen) T- dentin tübülü; int-intertübüler dentin; P-peritübüler dentin (Perdigão, 2020).

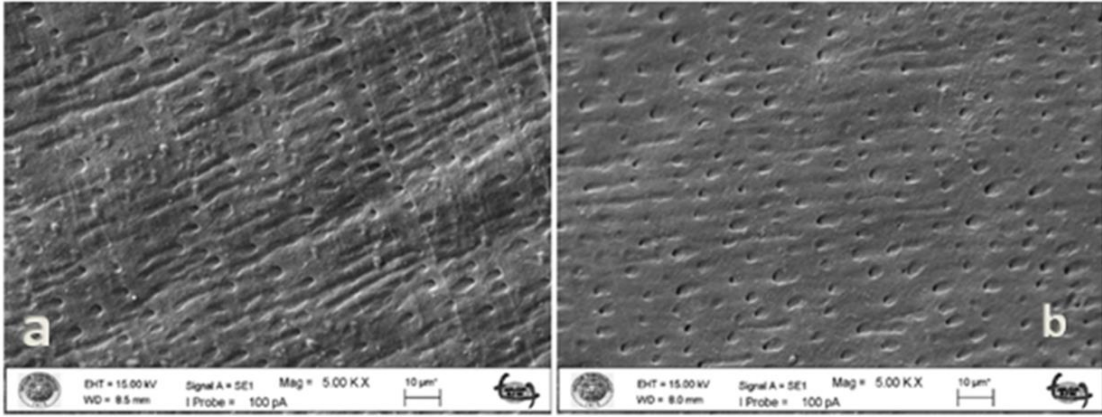
2.2.4 Kök Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin tübülleri kök dentinde de sementten pulpaya doğru kron dentindekine benzer şekildedir. Ancak sement yakını ve pulpa yakınındaki dentin arasındaki farklar krona kökten daha belirgindir. Hem tübül yoğunluğu hem de peritübüler dentin kalınlığı krona kökten daha fazla olduğundan, kök dentininde tübüler alanın oranı daha düşüktür ve kök dentininde kron dentininden daha az peritübüler dentin vardır (Chu ve ark., 2010).

Nakajima ve ark. kök dentinin geçirgenliğinin koronal dentinden çok daha düşük olduğunu bildirmiştir (Nakajima, 1991).

Kron dentinin oklüzal yüzeyinde tübüller bağlantı yüzeyine dik seyrederken, servikal ve kök dentininin oklüzal yüzeylerinde dentin tübülleri bağlantı yüzeyüne oblik veya paralel uzanmaktadır (Cavalcanti ve ark., 2008).

Yapılan çalışmalarda, kök dentini ve sementin mineden daha yüksek pH değerlerinde demineralize edilebileceğini göstermiştir. Minede kritik pH 5.5 iken kök dentinde bu değer 6-7'ye kadar çıkabilmektedir (Banting ve ark., 1985; Elbek ve Sabah, 2001).



Şekil 2.7. (a) horizontal kök dentinin SEM görüntüsü (b) longitudinal kök dentinin SEM görüntüsü.

2.3 Dentin Fiziksel Özellikleri

Gençlerin dentini genellikle soluk sarıdır. Çok sert ve kırılman olan diş minesinin aksine elastiktir ve kuvvet etkisi altında deforme olabilir. Kemik gibi ama daha sert. Diş minesine göre daha az mineralize olduğundan daha opak görünür. Dentinin fiziksel özellikleri; yorulma direnci, mikrosertlik, elastikiyet ve geçirgenliktir (Marshall Jr ve ark., 1997).

2.3.1 Dentin Yorulma Direnci

Dişler vücuttaki diğer organlara göre daha serttir ancak travma ile kırılabilirler ya da gıda yapı içinde sıkıştığında bile mikro çatlaklar gelişebilir. Mine dokusundan daha az kırılman olan dentin dokusu, mineyi daha esnek doku ile destekler. minenin hemen altına yerleştirilir. Bununla birlikte, minenin aşırı aşındırılması, oklüzal

yüzeydeki dentini açığa çıkarır. Bu gibi durumlarda dentin dokusunun düşük dayanma direnci nedeniyle hızlı diş aşınması meydana gelebilir. Bir dişin belirgin bir sebep olmadan kırılması nadirdir. Kırıklar genellikle endodontik veya restoratif işlemler sonucunda yapısal olarak zayıflamış çürükler ve dişten made kaybı olduğunda ortaya çıkar (Marshall Jr, 1993; Marshall Jr ve ark., 1997).

Kollajen fibrilleri genellikle dentinde düzensiz olarak dağılır, ancak aslında kanalların etrafında dairesel bir modelde dağılır. Zamanla strese maruz kaldıklarında, kolajen-rezin birleşiminde yorgunluk meydana gelebilir (Nakabayashi ve Pashley, 1998a).

2.3.2 Dentin Mikrosertliği

Araştırmacılar dentinin sertliğinin yüzeyden derine doğru azaldığını bildirdiler. Artan dentin derinliği ile gözlenen sertlikteki bu azalma, artan tübüler dentin miktarına ve tübüler dentin matriksinin sertliğinin azalmasına bağlanmıştır. Ayrıca intertübüler dentinin peritübüler dentinden daha az sert olduğunu bildirmişlerdir. (Nakabayashi ve Pashley, 1998b).

2.3.3 Dentin Elastikiyet Modülü

Elastik modül, bir malzemenin yük altında deforme olma ve orijinal durumuna geri dönme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Elastik modül; Newton/mm², megapaskal (MPa) veya gigapaskal (Gpa) olarak ifade edilir. Kalsifiye dentin, 14-19 (GPa) elastik modülüne sahiptir ve 230-270 MPa basınçlara ve 45-138 MPa kesme kuvvetlerine dayanabilir. İntertübüler dentininki 17.7 GPa ve peritübüler dentinin elastisite modülü 29.8 GPa'dır. Ancak pürüzlendirme işleminden sonra dentin yüzeyinin mineral fazında değişiklikler meydana gelir, bazı proteinler çözülür, kollajen lifler açığa çıkar ve dentin matrisi demineralize olur. Bütün bu değişimler sonucunda dentinin fiziksel özelliklerinde farklılıklar gözlenir. Demineralize dentin matrisi çok yumuşak ve elastiktir. Islak demineralize edilmiş dentin matrisinin elastik modülü 5 MPa'da hesaplanmıştır. Bu değer, mineralize dentinin elastik modülünün 1/1000'idir. Bu değişikliğin klinik önemi, demineralize dentin havada kurutulduğunda, fibril ağının hafifçe büzülmesi ve bağ sisteminin monomer alımını bozmasıdır. (Nakabayashi ve Pashley, 1998a).

2.3.4 Dentin Geçirgenliği (Permeabilite)

Geçirgenlik, bir maddenin başka bir madde içerisinde hareketini veya bir bariyer maddesinden diğerine geçişini tanımlar. Günümüzde mevcut çoğu adeziv sistemi, rezinlerin dentine nüfuz etmesine veya sızması ile ilişkilendirdiğinden restoratif diş hekimliği tedavilerinde dentin geçirgenliği büyük önem taşımaktadır. Dentine iki tip permeabilite vardır. Birinci olarak; dentin hassasiyeti ve ağrısından sorumlu olan sıvının dentin kanalları içindeki hareketidir . Bu tip dentin geçirgenliği, yabancı maddelerin dentin kanallarındaki sıvıdan pulpaya geçmesine izin veren geçirgenliktir. İkinci tip dentin geçirgenliği, monomerin demineralize intertübüler dentine sızmasıdır.. Bu olay 'intertübüler dentin geçirgenliği' olarak adlandırılır (Van Meerbeek ve ark., 1993b).

Rezin monomerinin dentin kanallarına nüfuz etmesiyle rezin uzantılarının oluşması ise intratübüler dentin geçirgenliği ile ilgilidir. Her iki geçirgenlik türü de tedavi şartlarına ve kullanılan materyallere (asit, kullanılan primer vb.) bağlıdır ve dentine adezyonda önemli rol oynar (Nakabayashi ve Pashley, 1998b).

2.4 Dentin Dokusuna Adezyon

2.4.1 Sağlıklı Dentin Dokusuna Adezyon

Mine dokusu gibi dentin dokusuna ideal adezyonu sağlamak oldukça zordur. (Swift, 2002). Minenin aksine, dentin nemli bir doku olması, adezyonda en büyük zorluğu teşkil etmektedir (Roberson ve ark., 2006). Ayrıca dentinin yüksek protein içermesi, mineye göre daha yüksek organik içeriği nedeniyle dentin sıvısını içeren dentin kanallarının olması, yüzey enerjisinin düşük olması ve kavite oluşumundan kaynaklanan organik-inorganik smear tabakasının bulunması da dentinin bağlanmasını zorlaştıran faktörlerdir. (Wei ve Barkmeier, 1992; Swift, 2002).

Diş yüzeyinde kalan organik ve inorganik bileşenler, frez veya başka bir aletle dişlerin sert dokuları hazırlandıktan sonra "smear tabakası" isimlendirilen bir kalıntı oluşturur. Hem intratübüler hem de intertübüler geçirgenliği azaltan bu tabaka, kanal açıklıklarına 1-10 µ kadar girer ve smear plug olarak adlandırılır (Dayangaç, 2000) . Asit uygulaması ile smear tabakası kolayca çıkarılabilir; ancak herhangi bir alet veya pomza ile smear tabakasını mekanik olarak çıkarmak mümkün değildir (Albers, 2002). İlk kez dentin asitlenmesi 1960 yılında Fusayama tarafından önerilmiştir.

Asit uygulamasından sonra smear tabakası kaldırılır, peritübülerdentin uzaklaştırılır, intertübüler dentinde 3-7 μ derinlikte demineralizasyon meydana gelir, dentin tübüllerinin ağzı huni şeklinde genişler ve kollajen fibriller dentinde görünür ve tübüllere monomer infiltrasyonunu destekler.(Cardoso ve ark., 2005; Perdigao ve ark., 2006; Ermis ve ark., 2008).

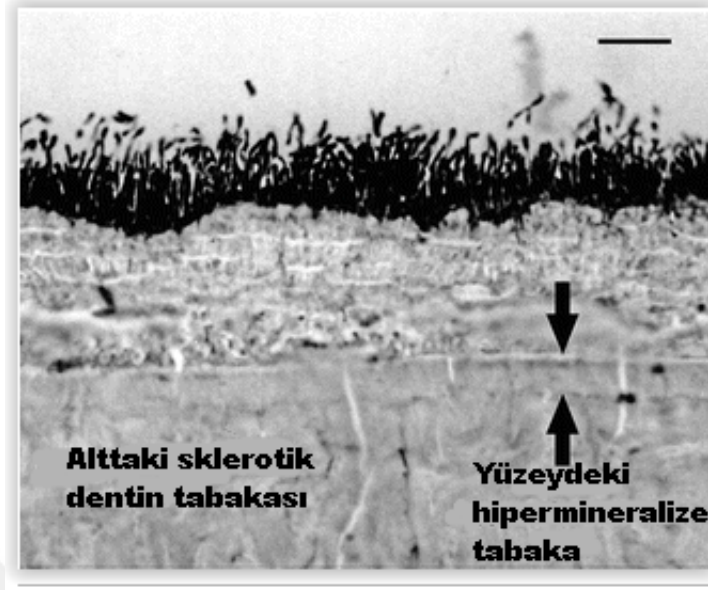
Mine, dentin ve sement gibi diş sert dokularında monomerlerin yüzey demineralizasyonu, infiltrasyonu ve polimerizasyonu ile oluşan bu yapıya 'hibrit tabaka' denir ve bu olaya "hibridizasyon" denir (Nakabayashi, 1998; Andia-Merlin ve ark., 2001; Santini ve Miletic, 2008).

Derin dentinde kanalların sayısı ve çapı büyüktür, bu da bağlanma için mevcut olan intertübüler dentin miktarını azaltır ve dentinin su içeriğini artırır. Bu nedenle, derin dentine adezyon kuvveti, yüzeyel dentine göre daha düşüktür (Marshall Jr ve ark., 1997; Dayangaç, 2000).

Dentinde devam eden fizyolojik ve patolojik değişiklikler vardır. Bunlar dentinin içeriğini, yapısını ve geçirgenliğini etkiler ve bağlanma sürecini değiştirir. Bu değişiklikler ağırlıklı olarak sklerotik dentin ve çürük dentindir (Wei ve Barkmeier, 1992; Dayangaç, 2000).

2.4.2 Sklerotik Dentinde Adezyon

Hem iç hem de çevreleyen tübüller hipermineralizedir. Tübüller, aside dayanıklı beyaz kalsiyum fosfat kristalleri ile doldurulur ve asitlemeden sonra çok az demineralizasyon meydana gelir. Bu nedenle, sklerotik dentinde, rezin taglarının gövdeleri kısa, küt ve huni şeklinde olup mineral kristallerinden oluşur. Sklerotik dentinde tübüllerin içinde ve çevresinde birçok mineral içerdiğinden kimyasal bağlanma potansiyelinden yararlanmak için cam iyonomer adezivlerin kullanılması önerilir (De Munck ve ark., 2004).

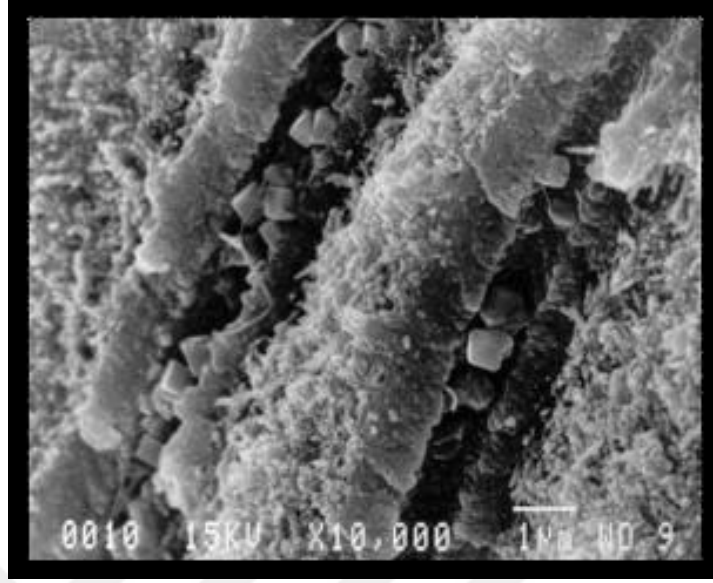


Şekil 2.8. Sklerotik dentinin tabakaları (Tay ve Pashley, 2004).

2.4.3 Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon

Çürükten etkilenen dentinin dentin tübüllerinde fazla miktarda aside dayanıklı minerallerin bulunduğu bildirilmiştir (KİREMİTÇİ ve ALTINCI, 2008). Bu mineraller dentinin geçirgenliğini azaltarak bakteri ve bakteriyel ürünlerin pulpaya girmesini engeller. Normalde enfekte olmayan bu tabaka remineralize olabilir ve daha konservatif bir kavite preparasyonu ile korunmalıdır.

Aside dirençli mineraller, bağlayıcı rezinlerin nüfuz etmesini ve etkilenen dentinde rezin taglarının oluşumunu engeller. Etkilenen dentin üzerinde oluşan smear tabakasının aside dayanıklı kristalleri içerdiği ve self-etching primerin alttaki sağlam dentine yayılımı önlediği de rapor edildirmiştir. Bu nedenle zayıf asitlerden daha güçlü olan %32-37 fosforik asit kullanılarak çürükten etkilenen dentin tübüllerinde mineralleri daha iyi çözerek geçirgenliği artırılabilir (KİREMİTÇİ ve ALTINCI, 2008).



Şekil 2.9. SEM’de g ö rüntülenen etkilenmiş dentinde yer alan ve tübülleri tıkayan mineraller (Tagami ve ark., 1992).

2.4.4 Dentine Adezyonu Etkileyen Diğer Faktörler

A. Dentinin Nemli Yapısı

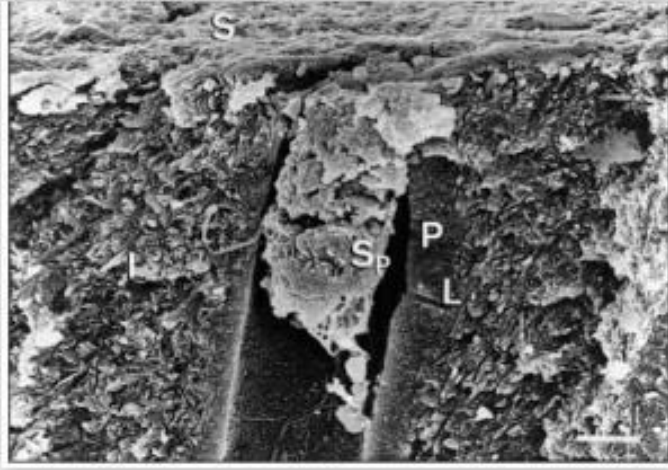
Dentinin ıslak yapısı adezyon için önemlidir. Dentin iki yapıda incelenir: internal dentin ve eksternal dentin. İçlerinde bulunan tübüllerin uzunluğu ve çapı, tübüller içindeki dentin sıvısının viskozitesi, difüzyon için uygun yüzey alanı, tübüllerin açıklığı, pulpanın dolaşımı ve materyal uzaklaştırma hızı internal dentinin ıslanabilirliğini etkileyen faktörler arasında yer almaktadır (Schwartz ve ark., 1996). Pulpa boynuzlarındaki oklüzal dentin santral dentinden, proksimal dentin oklüzal dentinden ve koronal dentin kök dentininden daha geçirgendir. Dentin dokusunun farklı geçirgenlik dereceleri, dentini mineye göre daha zor ve karmaşık bir bağlanma yapısı haline getirir. Eksternal dentinin ıslanabilirliği ve ortam nemi, dentinin bağlanma dayanımı olumsuz etkiler (Garberoglio ve Brännström, 1976).

B. Smear Tabakası

Smear tabakası, kavitasyon ile biriken debrisin üzerinde kan, tükürük ve bakteri gibi çevresel faktörler tarafından oluşturulur. Smear tabakası kalınlığı (0,5–5 µm),

morfoloji ve bileşim, kullanılan alet tipine, kavite dezenfeksiyonuna ve dentin alanına bağlıdır (Ratner ve ark., 1996; Dayangaç, 2000).

Bonding yüzeyini arttırmak için kullanılan asit diş yüzeyini pürüzlendirir ve yüzeyde mikroskobik taglar oluşturur (Dayangaç, 2000). Dentinin yüzey serbest enerjisi (28 din/cm³), mineninkinden (44.8 din/cm³) daha düşüktür (Schwartz ve ark., 1996). Preperasyon sırasında oluşan düşük yüzey enerjili smear tabakası iyice temizlenmeli veya modifiye edilmelidir. Smear tabakası olmadan, 1 µm'lik bir hibrit tabakanın yaklaşık 10 MPa'lık bir bağ kuvveti sağladığı bilinmektedir (Watanabe ve ark., 1996).



Şekil 2.10. Smear tıkaçı SEM görüntüsü (Summitt, 2006).

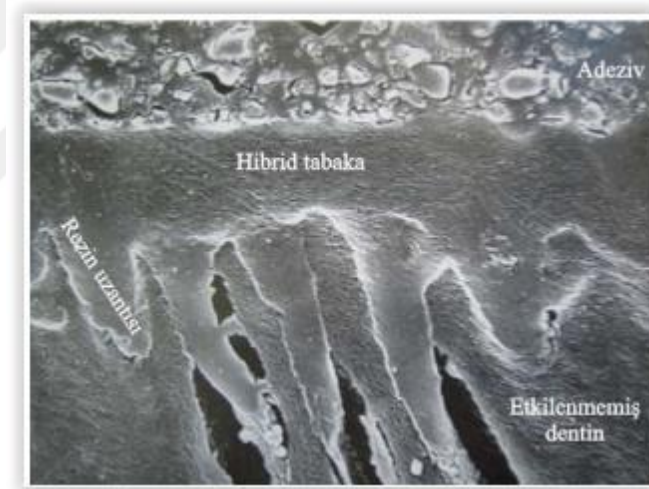
C. Yüzey Pürüzlülüğü

Yapışma için önemli bir faktör olan ıslanabilirliğin etkinliği mikro düzeyde yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla da olumlu yönde değişmektedir. Islanabilirlik, Wenzel denklemindeki pürüzlülük oranıyla yakından ilgilidir (Wenzel, 1936). Bu eşitliğe göre temas açısı 90'dan 0'a düşükçe ıslanabilirlik buna bağlı olarak artar (Marshall ve ark., 2010).

D. Hibrit Tabaka

Asidik bir düzenleyici ile dentin yüzeyinin demineralize edilmesi kollajen lif ağını açığa çıkarır. Düşük viskoziteli monomerler bu tuzdan arındırma bölgesine nüfuz

etmesini sağlar. Kollajen, monomerlerin çözünmüş hidroksiapatit tarafından oluşturulan nano boşluklara doldurulmasıyla kaplanır. Polimerizasyon sırasında, adeziv rezin mikromekanik olarak dentin kollajenine bağlanır. Bu rezin ile güçlendirilmiş aside dayanıklı kısım "hibrit tabaka" olarak adlandırılır (Schwartz ve ark., 1996; Endodonti, 2000). Bu tabaka, bağlayıcı rezin ile dişin organik kısmının bir bileşimidir ve öncelikle aside dirençlidir (Nakabayashi ve ark., 1982; Nakabayashi, 1998). Ara yüzeyindeki stresi azaltmak ve marjinal bütünlük sağlamak için rezin-dentin arayüzünde ortalama elastisite modülü olan bir alan oluşturulur (Van Meerbeek ve ark., 1993b; Uno ve Finger, 1995; Moszner ve ark., 2005). Yapılan çalışmalarda, hibrit tabakanın kalitesinin önemli olduğunu buldu, ancak dentin adezyonu ile hibrit tabaka kalınlığı arasında bir ilişki bulamadı (Nakajima ve ark., 1999; Say ve ark., 2003).



Şekil 2.11. SEM ile hibrit tabaka görünümü (Roberson ve ark., 2006).

E. Proteolitik Enzimler ve Kollajen Degradasyonu

Demineralize dentin-kollajen matriksi, rezin-dentin bağlanma işlemi sırasında rezin infiltrasyonu için bir yapı iskelesi görevi görür ve dentin bağlanmasının en önemli bileşeni olan hibrit bir tabaka oluşturur. Bu nedenle kollajen degradasyonunun, adeziv restorasyonlardaki başarısızlığın ana nedenlerinden biri olduğuna inanılmaktadır (Zhou ve ark., 2019).

Matris metalloproteinazlar (MMP'ler) ve sistein katepsinler, kollajen yıkımına neden olan proteolitik enzimlerdir. Matris metalloproteinazlar, ekstrasellüler matriksi

ve bazal membran bileşenlerini parçalama yeteneğine sahip ve aktif bölgesinde çinko içeren, kalsiyuma bağımlı homolog enzimlerin bir ailesidir. Beş proteinaz alt sınıfından biri olan MMP'lerin çoğu, bağ dokusu ve enflamatuvar temizleyici hücreler tarafından salgılanmaktadırlar. Oral ortamda bulunan çoğu MMP enzimi odontoblastlar tarafından sentezlenir ve salınır. MMP'ler, normalde mineralize dentin matrisine bağlı olan inaktif enzimlerdir. Bununla birlikte, bağlanma prosedürlerinde kullanılan asitler veya çürük bakteriler tarafından salınan zayıf asitler tarafından reaktivasyonları, demineralize dentinin organik matrisinin bu enzimler tarafından hidrolizine yol açar (ÇAM ve BAĞIŞ, 2018).

F. Bağlanacak Dentin Yüzeyindeki Tübüllerin Yönü

Kron dentinin oklüzal yüzeyinde tübüller bağlantı yüzeyine dik iken, servikal ve kök dentininin oklüzal yüzeylerinde dentin tübülleri bağlantı yüzeyüne oblik veya paralel uzanmaktadır (Cavalcanti ve ark., 2008).

2.5 Dental Adeziv Sistemler

1955 yılında Buonocore diş yüzeyini asitle aşındırma felsefesini tanıttığında, aşırı malzeme kaybının olduğu klasik diş hekimliği dönemi terk edilmiş ve minimal invaziv prosedürlerle konservatif restorasyonlar lehine diş adeziv sistemleri dönemi başlamıştır. Dental adeziv sistemlerin geliştirilmesi, retansiyon ve stabilizasyon sağlayarak sağlıklı diş dokusunun mekanik olarak çıkarılmasını engeller ve böylece klinik sorunları büyük ölçüde azaltır (Schwartz ve ark., 1996).



Şekil 2.12. Buonocore'nin mine yüzeyini fosforik asitle pürüzlendirmesi (Buonocore, 1955)

Diş yapısına bağlanmanın asıl amacı, demineralize diş dokusunun hibritleşmesi ve restoratif materyallerin diş dokusuna bağlanmasıdır. Bir rezin halkası bir zincirle karşılaştırılabilir, ancak zincir yalnızca en zayıf halka kadar güçlüdür. Zincirdeki en zayıf halkanın doku/rezin arayüzünde mine ve dentin dokusu ile rezin bağları arasında olduğu genel olarak kabul edilmektedir.

Dentin bonding ajanı, “kompozitin şartlandırılmış dentin ve reçine matrisi arasına uygulanan ince bir reçine tabakası” olarak tanımlanabilir. Yıllar boyunca, birçok otorite tarafından savunulan çok sayıda dentin bonding ajan sınıflandırması yapılmıştır. Genel olarak adeziv sistemler, nesillere, smear tabakasını kaldırıp kaldırmadıklarına ve klinik olarak nasıl uygulandıklarına göre sınıflandırılabilirler (Ibsen ve ark., 1989).

2.5.1 Nesillere Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Birinci nesil

Birinci nesil bağlanma sistemi, reçineli gliserofosfat dimetakrilat (NPG-GMA) kullanılarak 1956'da Buonocore tarafından yayınlandı ve asitlenmiş dentine bağlandığı gösterildi (Buonocore ve ark., 1956). Bu bağlama ajanları, hidroksiapatite iyonik bağlanma yada kollajene kovalent bağlanma (hidrojen bağı) için tasarlanılmıştır. Ancak suya maruz kaldığında bu bağı önemli ölçüde azaltacaktır. Dokuz yıl sonra Bowen, bu sorunun üstesinden gelmek için bir birleştirme ajanı kullandı (Bowen, 1965). Bu sorunu çözmek için NPG-GMA'yı kullandı. NPG-GMA, mine/dentin ve reçine materyali arasında bir astar veya adezyon artırıcı görevi görür, yüzey kalsiyumunu şelatlar, bir uçta dentine ve diğer uçta kompozit reçineye bağlanır (Bowen, 1965). Genel olarak, bu nesil, 1-3 MPa aralığında düşük bağ kuvvetinin yanı sıra çok kötü klinik sonuçlara yol açar (Kugel ve Ferrari, 2000).

İkinci nesil

İkinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar 1970'lerin sonlarında tanıtıldı ve ilk nesil adezivlerde kullanılan birleştirme ajanlarını iyileştirmeye çalıştı. 2. nesil dentin adezivleri, mineralize diş yapısındaki kalsiyuma bağlanmayı desteklemek için

öncelikle bis-GMA rezinlerine eklenen polimerize edilebilir fosfatları kullanmıştır (Association, 1987; Kugel ve Ferrari, 2000).

Bağlanma mekanizması, klorofosfat ve kalsiyum gruplarının arasında iyonik bağların oluşumu içerilir. Bu iyonik bağ, su altında (yine tükürük benzeri) ve hatta dentinin kendi içindeki suda hızla bozulur ve ayrışmaya ve/veya mikro sızıntıya neden olur (Kugel ve Ferrari, 2000). Smear tabakası hala kaldırılamadı ve bu ikinci neslin nispeten zayıf ve güvenilmez bağ kuvvetlerine katkıda bulundu (Kugel ve Ferrari, 2000). Smear tabakası, döner aletler (matkap) ile diş hazırlığının bir sonucu olarak hazırlanan dentin yüzeyinde kalan gerçekten pürüzsüz bir inorganik artık tabakasıdır. Bu kuşak bağlama maddeleri, esas olarak gevşek bir şekilde bağlanmış yayma tabakasıyla bağlanma girişimlerinin başarısız olması nedeniyle artık kullanılmamaktadır. Bağ gücü: 4-6 Mpa (Broome ve ark., 1985).

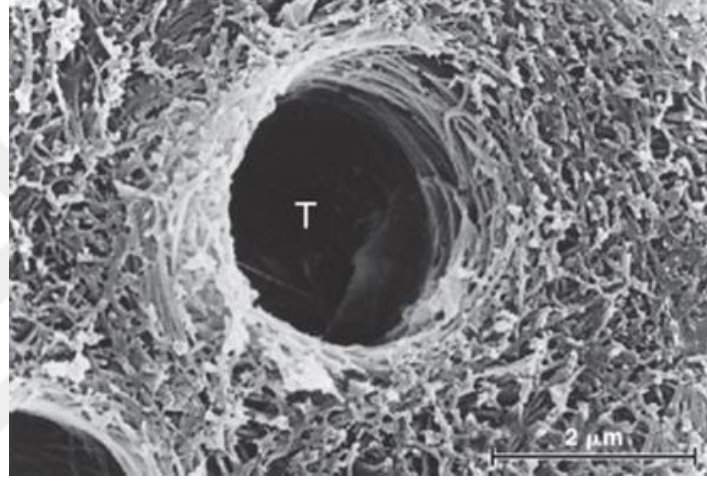
Üçüncü Nesil

1970'lerin sonlarında ve 1980'lerin başında, üçüncü nesil dentin bonding ajanları sunuldu. Üçüncü nesil bağlama sistemleri çok önemli bir değişiklik getirdi: smear tabakasını değiştirmek veya kısmen kaldırmak için dentinin asitle aşındırılması (Kugel ve Ferrari, 2000). Bu, dentin tübüllerini açarak ve asit tamamen durulandıktan sonra bir primerin yerleştirilmesine izin vermektedir. Bu yöntem daha büyük bir bağ elde ederken, diş hekimliğinde dentinin aşındırılmaması gerektiği hissi olduğu için tartışmalı olarak kabul edildi. Bu nesil ile zayıf bağlantı, Tao ve ark.'na göre 1988 yılında smear tabakasına etkili bir şekilde nüfuz etmeyen dolgusuz rezinlerdi. (Tao ve ark., 1988).

Dördüncü Nesil

1980'ler ve 1990'larda dördüncü nesil dentin bonding ajanları tanıtıldı. Dördüncü nesil materyaller, smear tabakasının tamamen çıkarılmasını sağlayan ilk materyaldi ve hala dentin bağlanmasında altın standart olarak kabul ediliyor (Kugel ve Ferrari, 2000). Bu nesilde, üç ana bileşen (asit, primer ve bonding) tipik olarak ayrı kaplarda saklanır ve sırayla uygulanır. Dentin ve minenin aynı anda fosforik asitle (H_3PO_3) 15-20 s ile aşındırıldığı 4. nesil sistemlerin total-etch tekniği

kavramı ve nemli dentin ayırt edici özellikleri (Kanca III, 1991; Tay ve ark., 1994). Bununla birlikte, kollajen çökmesini önlemek için yüzey nemli “ıslak bağlanma” bırakılmalıdır. Bir hidrofilik primer solüsyonunun uygulanması, hibrit tabakayı oluşturan açığa çıkan kollajen ağına sızabilir (şekil 2.13) (Kugel ve Ferrari, 2000; Alex, 2008). Hibrit tabaka, dentin ve mine üzerindeki rezin infiltre yüzey tabakası tarafından oluşturulur. İdeal hibridizasyonun amacı, yüksek bağ gücü ve dentin sızdırmazlığı sağlamaktır (Nakabayashi ve ark., 1982).



Şekil 2.13. Asit durulandıktan sonra nemli tutulan dentinin SEM görüntüsü. Bolca görülen intertübüler gözeneklilik, dentin adezinin penetrasyonu için bir yol görevi görmektedir. T: dentin tübülü (Perdigao ve ark., 2014).

Bu adezivlerin bağlanma güçleri düşük ila orta 20 MPa aralığındaydı ve önceki sistemlere kıyasla marjinal sızıntısını önemli ölçüde azalttı (Buonocore, 1955). Bu sistem tekniğe çok duyarlıydı ve mine ve dentin üzerinde asitle kontrollü bir aşındırma tekniği ve ardından hem mine hem de dentin üzerinde iki veya daha fazla bileşen gerektiriyordu. Bu sistemler doğru kullanıldıklarında çok etkilidirler, uzun vadeli iyi bir klinik geçmişe sahiptirler ve tüm adeziv kategorileri arasında en çok yönlü olanlardır, çünkü hemen hemen her türlü yapıştırma protokolü için kullanılabilirler (doğrudan, dolaylı, kendi kendine sertleşen, ikili- tedavi veya ışıkla sertleştirme). Bu sistemler hala yeni sistemlerin yargılandığı standartlardır. Ancak, bu sistemler çok fazla şişe ve uygulama aşaması ile çok kafa karıştırıcı ve zaman alıcı olabilir. Birden fazla şişe ve aşamanın zorluğu nedeniyle diş hekimleri

kolaylaştırılmış bir adeziv sistemleri talep etmeye başlamıştır (Kurokawa ve ark., 2015).

Beşinci Nesil

1990'lardan bu yana mevcut olan ve devam eden on yılda, beşinci nesil yapıştırma sistemleri, çalışma süresinin azalmasıyla sonuçlanan klinik adımları azaltarak dördüncü nesil yapışma sürecini basitleştirmeye çalıştı. Bunlar “tek kademeli” veya “tek şişe” sistemli olmaları ile ayırt edilirler. Ek olarak, demineralize dentinin kolajen kollapsını önlemek ve postoperatif duyarlılığı tamamen ortadan kaldıramasa da en aza indirmek için geliştirilmiş bir yola ihtiyaç vardı (Kugel ve Ferrari, 2000; Leinfelder, 2001; De Munck ve ark., 2005b).

Bu nedenle en yaygın basitleştirme yöntemi, primer ve yapıştırıcıyı 15-20 saniye boyunca %35 ila 37 fosforik asit ile mine ve dentine aynı anda uygulanacak tek bir solüsyonda birleştiren “tek şişe sistemi”dir. Bu tek şişe, aşındır ve durula adeziv tipi, rezin etiketler, adeziv yan dallar ve hibrit tabaka oluşumu yoluyla meydana gelen etched dentin ile aynı mekanik kenetlenmeyi gösterir ve minede marjinal conta ile dentine yüksek bağlanma gücü değerleri gösterir (Alex, 2008). Bu tür adeziv sistemleri, zamanla su bozulmasına dördüncü nesilden daha duyarlı olabilir. Bunun sebebi, "tek şişe sistemi"nin polimerize primerinin doğada hidrofilik kaynaklı olmasıdır. olma eğiliminde olmasıdır. Bununla birlikte, dördüncü nesil kullanıldığında, hidrofilik astar daha hidrofobik bir rezin ile kaplanır ve bu da onu su emmeye karşı daha az duyarlı hale getirir.

5. nesil adezivlerin tümü, ikili ve kendi kendine sertleşen. Oksijen tarafından engellenen katmanın düşük PH'ı veya bazı basitleştirilmiş ürünlerdeki monomerler çok asidiktir ve bu nedenle kimyasal kürlenmiş kompozitlerde üçüncül amini deaktif eder.

Altıncı Nesil

1995 ile 2000'lerin arasında "self-etch primerler" olarak da bilinmekte olan altıncı nesil bağlama sistemleri, teknolojiye büyük bir atılımdı. Altıncı nesil bonding

sistemleri, aşındırma adımını ortadan kaldırmayı veya kimyasal olarak diğer adımlardan birine dahil etmeyi amaçladı: (self-etch primer + adeziv) önce dişe uygulanan asidik primer, ardından adeziv veya (self-etch adeziv) iki asidik primer ve bonding içeren şişeler veya birim doz; her sıvıdan bir damla karıştırılarak dişe uygulanır. Bileşenlerin kullanımdan hemen önce karıştırılması önerilir. Hidrofilik ve hidrofobik rezin bileşenlerinin karışımı daha sonra diş substratına uygulanır (Pashley ve ark., 2002).

Altıncı neslin en büyük avantajı, etkinliklerinin total-etch sistemlerine göre dentinin hidrasyon durumuna daha az bağımlı görünmesidir (Alex, 2008). Ne yazık ki, bu yeni sistemlerin ilk değerlendirmeleri, mine ile olan bağın daha az etkili olduğu halde, şartlandırılmış dentine yeterli bir bağ olduğunu gösterdi. Bunun nedeni, altıncı nesil sistemlerin yerinde tutulamayan asidik bir çözeltiden oluşması, sürekli yenilenmesi ve mineyi düzgün şekilde aşındırmak için yeterli olmayan bir pH'a sahip olması olabilir (Fabiantelli ve ark., 2000). Bu sorunun üstesinden gelmek için, kullanmadan önce geleneksel fosforik asit ile minenin asitlenmesi tavsiye edilir. Ancak bu tekniği kullananlar fosforik asidi yalnızca mine ile sınırlamaya özen göstermelidir. Dentinin fosforik asit ile ek olarak aşındırılması, daha sonra yerleştirilen primerlerin tamamen nüfuz etmesi için demineralizasyon bölgesinin çok derin olduğu bir “aşırı aşındırma” durumu yaratabilir (Alex, 2008). Veriler 6. nesil adezivlerin dentine iyi yapışacağını gösterirken (24 saatte 41 MPa), mineye bağlanma, başka veri çalışmalarında hem 4. hem de 5. nesil adezivlere göre en az %25 zayıftır.

Yedinci Nesil

Yedinci nesil yapıştırma sistemleri 1999'un sonlarında ve 2005'in başlarında tanıtıldı. Yedinci nesil veya tek şişeli self-etching sistemi, yapıştırıcı sistemlerinin en son basitleştirilmesini temsil ediyor (Moszner ve ark., 2005; Alex, 2008). Bu, ayrı bileşenleri diğer daha karmaşık sistemlerle karıştırmak zorunda kalan diş hekimi veya dişhekimisi asistanı tarafından normalde ortaya çıkabilecek hataları tamamen ortadan kaldırırken, tutarlı bağlanma kuvvetlerinin elde edilebileceği iddiası olduğu için bağlama protokolünü büyük ölçüde basitleştirir. Ayrıca, uygulanabilir bir adeziv

sistemi için gerekli olan bütün kimyayı tek şişeye dahil etmek ve yerleştirmek ve makul bir süre boyunca stabil kalmasını sağlamak önemli bir zorluk teşkil etmektedir (Alex, 2008). Bu da doğal olarak asidik sistemleri, formülasyonlarında fazla miktarda suya sahip olma eğilimindedir ve hidrolize ve kimyasal bozulmaya eğilimli olabilir (Moszner ve ark., 2005; Nishiyama ve ark., 2006). Ayrıca, yerleştirildiklerinde ve polimerleştirildiklerinde genellikle iki aşamalı kendi kendine aşındırma sistemlerinden daha hidrofiliktirler; bu durum su emmeye daha meyilli hale getirir, dışın içine rezin sızma derinliğini sınırlar ve bir kısım boşluklar oluşturur (Tay ve Pashley, 2003).

Sekizinci Nesil

2010 yılında Voco America, nano boyutlu dolgu maddeleri içeren Voco futurabond DC'yi 8. nesil adeziv maddesi olarak piyasaya sürdü (Pashley ve Tay, 2001). Yeni ajanlar için, ortalama partikül boyutu 12 nm olan nano dolgu maddelerinin eklenmesi, reçine monomerinin penetrasyonunu ve hibrit katmanın kalınlığını artırarak bağlama sisteminin mekanik özelliklerini geliştirir (Başaran ve ark., 2009; Kasraei ve ark., 2009).

Bonding ajanları, daha iyi mine ve dentin bağlanma kuvveti, stres emilimi ve daha uzun raf ömrü sağlayan nano-dolgu maddelerinin solüsyonlarıdır (Nair ve ark., 2014). Doldurulmuş bağlayıcı ajanların daha yüksek in vitro bağlanma mukavemeti ürettiği gözlemlenmiştir. Self-etch nesillerden gelen bu yeni ajan, asidik hidrofilik monomerlere sahiptir ve tükürük veya nem ile kontaminasyondan sonra asitli mine üzerinde kolaylıkla kullanılabilir (KARAMI ve ark., 2010). Üreticiye bağlı olarak, çapraz bağ olarak hareket eden nano partiküller, boyutsal değişiklikleri azaltacaktır (Başaran ve ark., 2009; Kasraei ve ark., 2009). Nano-dolgu maddelerinin türü ve bu parçacıkların dahil edildiği yöntem, rezin monomerlerinin kolajen lif boşluklarına yapışma viskozitesini ve penetrasyon kabiliyetini etkiler (Kasraei ve ark., 2009). Boyutları 15-20 nm'den büyük olan veya ağırlıkça yüzde 1.0'dan fazla içeriği olan nano dolguların her ikisi de adezivlerin viskozitesini artırabilir ve dolgu maddelerinin nemli yüzeyin üzerinde birikmesine neden olabilir. Bu kümeler,

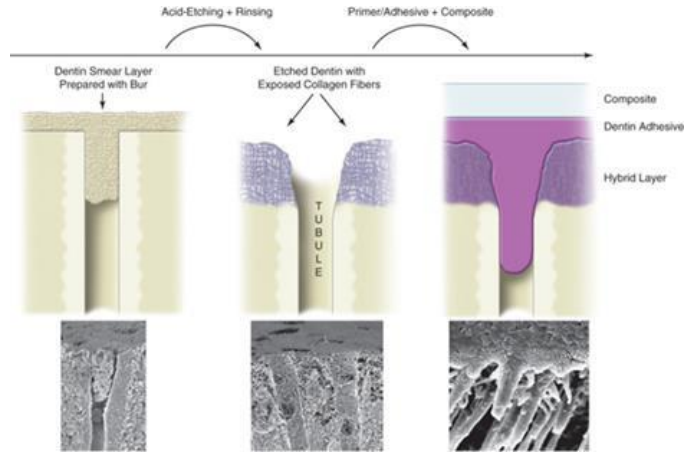
çatlaklara neden olabilecek ve bağ mukavemetinde bir azalmaya neden olabilecek kusurlar olarak hareket edebilir (Kasraei ve ark., 2009).

2.5.2 Klinik Uygulama Basamaklarına Göre Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırması

- Total_etch adezivler
- Self_etch adezivler
- Cam iyonomer esaslı adezivler

A)Total-etch adezivler

Dentin yüzeyine asitin uygulanmasıyla birlikte, neredeyse hidroksiapatit kristallerinin tamamı çözünmekte ve 3-5 µm derinliğinde, kolajen fibril ağının açığa çıktığı bir demineralizasyon alanı oluşmaktadır. Asitleme işlemi genellikle sitrik asit (%10), maleik asit (%10), nitrik asit (%2,5) ile yapılırken, günümüzde çoğunlukla %34-37 konsantrasyonda fosforik asit jelleri ile gerçekleştirilmektedir. Asitle pürüzlendirilmiş ve mikro gözenek oluşturarak ıslanabilirliği, penetrasyonu ve retansiyonu arttırılmış diş yüzeylerine primer uygulanır ve yüzey enerjisi azaltılır. Hidrofilik primer uygulaması, yüzeyi aktive ederek yüzeyi daha ıslanabilir hale getirir ve diş yüzeyi adeziv rezin uygulamasına hazır hale getirir. (Aw ve ark., 2004). Bu şekilde uygulanan adezivler “üç basamaklı” sistem olarak bilinir.



Şekil 2.13. Total_etch tekniği kullanılarak rezinin dentine bağlanması (Perdigao ve ark., 2014).

Günümüzde primer ve bonding ajan uygulamalarının bir arada olduğu “iki aşamalı” adeziv sistemler daha çok kullanılmaktadır (Bouillaguet ve ark., 2001; Swift, 2002; De Munck ve ark., 2005b).

Multi şişe adı verilen 3 aşamalı total-etch adeziv sistemlerine benzer şekilde, bu sistemler de ilk aşama olarak asitle aşındırma gerektirir. Ardından tek bir şişede birleştirilen primer ve bağlayıcı sistem uygulanır. Tek şişeli bağlayıcı sistemleri, aseton, etanol ve su gibi çözücüler tarafından taşınan hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin bir birleşimini içerir. Bağlama mekanizmaları, 3 aşamalı total etch adeziv sistemleriyle aynıdır (Swift, 2002; Lopes ve ark., 2006). Bu sistemlerde ilk aşama “asitleme ve yıkama”dır (De Munck ve ark., 2005b). İlk aşamada asit uygulandıktan sonra smear tabakası kaldırılır ve dentin 3-5 µm veya daha fazla derinliğe kadar demineralize edilir. Böylece hidroksiapatit ile kaybedilen kollajen lifleri açığa çıkacaktır. Bu fibriller, rezin monomerlerinin mikromekanik olarak tutulması için bir mikro tutma ağı görevi görür. İkinci adım, hidrofilik ve hidrofobik reçinelerin bir kombinasyonu olan etanol, aseton ve su gibi çözücülerden birini içerecek tek şişeli bir adezivlerin uygulanmasıdır (Van Meerbeek ve ark., 1998).

Total Pürüzlendirme Tekniğinin Aşamaları

Mine Dokusunun Asitle Pürüzlendirmesi

Diş minesinin kimyasal bileşimi ağırlıkça %1’ini organik yapı,%95’ini inorganik yapı, %4’ünü ise su oluşturur (Albers, 2002). İnorganik yapı kalsiyum fosfat kristallerinden oluşur. Bu kristaller, neredeyse saf hidroksiapatit yapıdadır. Ancak karbonat, potasyum, sodyum, çinko, stronsiyum, klor, silikon, magnezyum ve flor gibi elementler bu saflığı kısmi bir şekilde de olsa seyreltir (Peumans ve ark., 2010). İnorganik bir yapı oluşturan hidroksiapatit kristalleri bir araya gelerek minenin ana yapısını oluşturan mine prizmaları oluştururlar. Organik yapılar ile su, mine prizmaları oluşturan hidroksiapatit kristallerinin arasına dağılmıştır. (Gwinnett, 1971; Peumans ve ark., 2010).

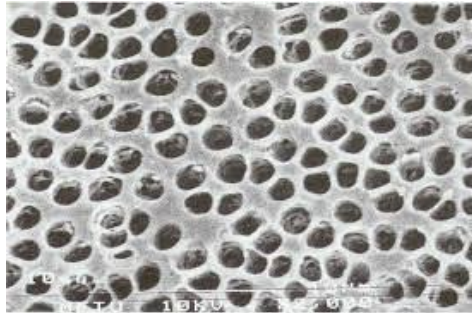
Mine yüzeyi, genellikle plak veya prlikil ile kaplıdır. Rezin esaslı malzemeleri herhangi bir uygulama yapmadan veya minenin yüzey yapısını değiştirmeden mine yüzeye yapıştırmak mümkün değildir. Bu sebeple, dental adeziv materyalleri ile mine dokusu arasında mikromekanik bağlantının oluşabilmesi için mine yüzeyinin pürüzlenme ihtiyaç duyulmaktadır. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirmenin amacı; mine yüzeyinde mikro gözenekler oluşturarak ıslanabilirliği, mine temizliği, penetrasyonu ve yapışmayı arttırmaktır (Retief ve ark., 1986). Mine yüzeyindeki interprizmatik ve prizmatik kristallerin uzaklaştırılması ile minenin yüzey enerjisi artar ve yüzeydeki mikroorganizmaların sayısı %75-95 oranında azalır. (Kramer ve ark., 1993). Mine dokusunun aşındırılması ile mine yüzeyinden ortalama 10 µm uzaklaştırılır ve derinliği 5 - 50 µm olan pürüzlü alan oluşturulur. Böylece, bağlanma yüzeyi artırılır (Van Meerbeek ve ark., 1996).

Elektron mikroskobu, çalışmalarda kullanılan asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine göre mine yüzeyinde üç çeşit mikroskobik pürüzlülük meydana geldiği görülmüştür . (Gwinnett, 1971).

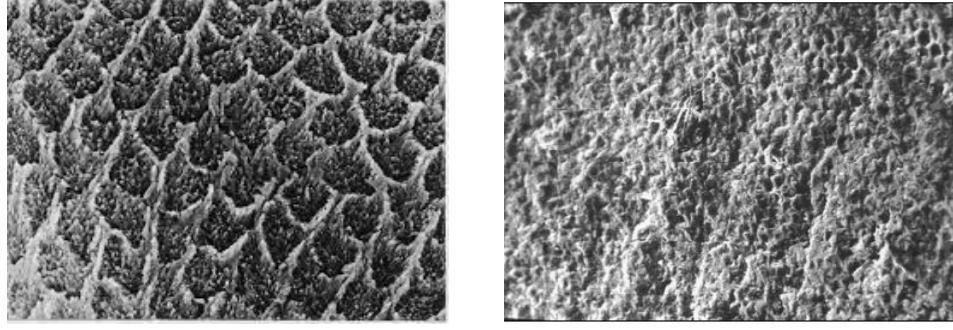
Tip I Pürüzlenme:- mine prizmaların içi çözülür ve uzaklaşır. Elde edilen görüntüye “bal peteği görünümü” denir.

Tip II Pürüzlenme:- Mine prizmaların duvarları çözünerek uzaklaşır. Bu görünüme "kaldırım taşı görünümü" denir.

Tip III Pürüzlenme:- Prizmatik yapısı olmayan amorf yüzeyle karşılaşılır. Daha ince pürüzlü bir görünüme sahiptir (şekil 2.14).



a) Tip I pürüzlenme (bal peteği)



(b) Tip II pürüzlenme (kaldırım taş) (c) Tip III pürüzlenme (mix)

Şekil 2.14: (a, b, c). Minenin asitle pürüzlenme tipleri (Perdigao ve ark., 2014).

Bu farklı pürüzlendirme türleri, mine prizmalarındaki hidroksiapatit kristallerinin açılarına ve konumlarına göre meydana gelir. Bir mine yüzeyinin farklı kısımlarında farklı pürüzlendirme türleri görülür ve farklı pürüzlendirme türlerinin bağlanma mukavemeti üzerinde bir etkisi olup olmadığı bilinmemektedir (Van Meerbeek ve ark., 1996; Lambrechts ve ark., 2000).

İkinci basamakta pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanan bonding ajanlarının ardından mekanik retansiyon temin eden rezin taglar oluşturulur. Bu rezin uzantıları, bağlayıcının prizmatik boşluklara nüfuz etmesi sonucu mine prizmaların dış yüzeyleri arasında oluşuyorsa, bu rezin uzantılarına makrotag denir. Eğer küçük ama daha fazla sayıda ve ağ şeklinde oluşursa Mikrotag adı verilir. Mikrotaglar, geniş yüzey alanları ve çok sayıda olmaları nedeni ile bağlanma kuvvetlerine daha çok katkıda bulunur (Wakefield ve Kofford, 2001; Yoshida ve ark., 2012).

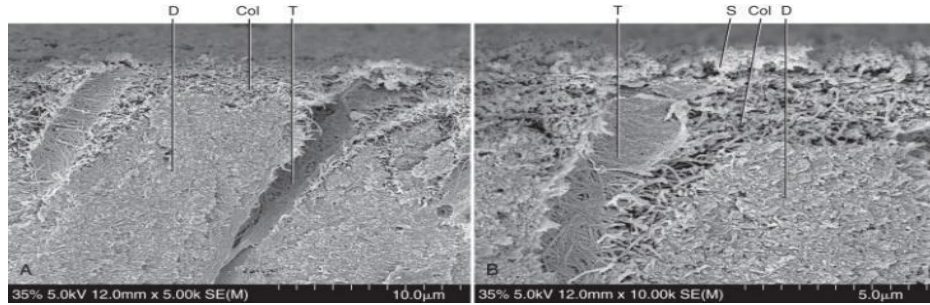
Mine yüzeyine asit uygulandıktan sonrasında oluşan etki; Kullanılan asidin türü, konsantrasyonu, formu ve uygulama süresinin yanı sıra minenin fiziksel ve kimyasal yapısı, mine prizmalarının varlığı, mine dokusunun mineral içeriği ve önceki demineralizasyon derecesi gibi faktörlere bağlıdır. (Gwinnett, 1992).

Dentin Dokusunun Asitle Pürüzlendirilmesi

Dentin ile adeziv restoratif materyal arasında mikromekanik bir bağ oluşturmak için dentin yapısında bazı modifikasyonlar yapılmalıdır. Bunun da temel nedeni, kavite preparasyonu ile oluşan debris, denatüre kollajen, hidroksiapatit ve mikroorganizmalardan oluşan ortalama (0,5 - 2 µm) kalınlığında smear tabakası ve

dentin tübüllerinde yer alan (1 - 3 μm) smear tıkaçlarının var olmasıdır. (Van Meerbeek ve ark., 1998). Kavite preparasyonu sırasında oluşmakta olan smear tabakası, dentin sıvı hareketini ve dentin difüzyonunu azaltan doğal dentin bariyerleridir. (Pashley ve ark., 1993; Bouillaguet ve ark., 1998). Smear tabakası dentin sıvılarının hareketini (%80–90), difüzyonu ise (%25-30) oranda azaltmaktadır. Ancak bu tabakanın ağızdan alınan sıvılarda 7 gün içinde çözündüğü bilinmektedir (Bouillaguet ve ark., 1998).

Total-Etch adeziv sistemlerinde, smear tabakası farklı konsantrasyon ve içerikteki asitlerle uzaklaştırılır (Van Meerbeek ve ark., 1993a; Van Meerbeek ve ark., 1998), peritübüler ve intertübüler dentin demineralize edilir, dentin tübülleri açılır ve aynı zamanda, (3-10 μm)'lik bir kolajen ağı açığa çıkar (şekil 2.15) (Perdigão ve ark., 1996). Açıkta kalan kollajen ağına sızan düşük viskoziteli adeziv rezinin polimerizasyonundan sonra oluşan yapıya hibrit tabakası denir. Nakabayashi tarafından 1982 yılında tanımlanan hibrit tabaka (Van Meerbeek ve ark., 1996; Nakabayashi, 1998), yüzeysel dentin ile tübül duvarlarında açığa çıkan kollajen ağı ile ağız sıvılarına ve asitlere dirençli adeziv rezin arasında oluşan mikromekanik kenetlenen bir ara bölge olarak tanımlanmıştır (Van Meerbeek ve ark., 2001). Hibrit tabakanın kalınlığı, kullanılan dental adeziv sisteminin tipine bağlı olarak (1-5 μm) arasında değişmektedir. Bununla birlikte çalışmalar, restoratif materyalin dentin dokusuna bağlanma dayanımı ile hibrit tabakanın kalınlığı arasında bir ilişki bulunmamıştır. (Tyas ve Burrow, 2004).



Şekil 2.15. (a) Dentinin %35'lik fosforik asitle aşındırılması. (b) Aşındırılmış dentinin daha yüksek büyütme görünümü. Col, asitle açığa çıkan kollajen; D, normal dentin; T, dentin tübülü; S, asit jelde kıvamlaştırıcı olarak kullanılan artık silika parçacıkları (Perdigao ve ark., 2014).

Pürüzlendirme için kullanılan asidin hipertonsitesi, dentin sıvısının dentin tübüllerinden dışarı sızmasına sebep olur. Bu tübüler sıvı asidi seyreltir ve dentine daha az penetrasyon sağlar. Bununla birlikte, kullanılan asit tipi, maruz kalma süresi, konsantrasyon, pH değeri ve viskozite de tuzdan arındırma derinliğini etkileyebilir. (Van Meerbeek ve ark., 1996).

Gwinnett Tay ve Kanca, bonding ajanın asitle aşındırma ve yıkama işlemlerinden sonra nemli dentine uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir (Gwinnett ve ark., 1996; Kanca 3rd, 1996). Bunun nedeni ise; Nemli bir ortamda kollajen ağ fibrilleri arasında 15-20 nm mesafenin korunmasıdır (Lambrechts ve ark., 2000). Aşırı kuruma sonucunda kollajen aği çökeceği için yüzeye uygulanan adeziv resin kollajen aği içerisine penetrasyonu sınırlıdır ve sonuç olarak ideal bir hibridizasyon sağlanamaz (Kanca III, 1992; Kanca 3rd, 1996). Dentin çok nemli bırakılırsa; Primeri ıslatarak etkinliğinin azalmasına veya hibrit tabakadaki resin polimerizasyonunun olumsuz etkilenmesine sebep olur. Bu nedenle dentini ideal nem seviyesinde tutabilmek için aşırı hava spreyi kullanımından kaçınılmalı yada pamuk veya sünger pelet kullanılmalıdır (Gwinnett ve ark., 1996).

Total-Etch adeziv sistemlerinde ilk adım olan asitle aşındırmadan sonra ikinci adım, bağlanmayı güçlendiren monomerlerin (primer) uygulanmasıdır (Swift, 2002). Bağlayıcı ajan olarak bilinen primerler, etanol, aseton, su gibi organik çözücüler ile çözülmüş hidrofilik monomerleri içerir. Bu aşamada, açığa çıkan kollajen fibrillerin ıslanması sağlanmalıdır. Pürüzlendirilmiş dentine bir primer uygulamak, çökmüş kollajeni eski haline getirir ve resinin dentine daha iyi yayılmasını sağlar. Böylece, hibrit tabakanın bağlanma kuvveti ve kalitesi artar ve dentin adeziv penetrasyonu için hazır olacaktır.

Primer ajan uygulandıktan sonra üçüncü adım olarak diş yüzeyine bir "bonding ajan" uygulanır. Bonding ajanının en temel görevleri, asitlenme sonucu kollajende oluşacak nano boşlukları doldurmak, dentin tübüllerine girmek, resin tag oluşturmak ve hibrit tabakayı stabilize etmektir (Swift, 2002).

Total–Etch adeziv sistemleri; asit, primer ve bonding ajanların içerikleri, süreleri ve uygulama yöntemleri üretici firmaya göre değişiklik göstermektedir. Primer ve bonding ajanının tek bir solüsyonda birleştiren 2 aşamalı total Etch adeziv sistemleri artık daha fazla kullanılmaktadır. Hemen hemen hepsi, üç aşamalı sistemler gibi nemli bir bağlama tekniği gerektirir. Nemli bağlanma tekniğinde asitlemeve yıkama sonrası yüzey tamamen kurumaz, hafif nemli kalır. Böylece kolajen fibriller çökmez ve rezinin nüfuz etmesi için bir sünger görevi görür. Yüzeye uygulanan yapıştırıcı reçine içeriğindeki aseton veya etanol solvent suyun yerini alır ve rezini kollajen ağına taşır (Swift, 2002).

Bu sistemlerin uygulanması kolay olsa da, ikinci basamağı birden çok kez gerçekleştirme önerisi, zaman yatırımı ve teknik hassasiyet ihtiyacını artırır. Ek olarak, büyük polimerizasyon büzülmesi olan durumlarda postoperatif hassasiyet riskinin olduğu ve adeziv rezin ile primer rezin kombinasyonunun hibridizasyon etkinliğini azalttığı bildirilmiştir (Bouillaguet ve ark., 2001).

Üç basamaklı Total Etch adeziv sistemlerinin iki basamaklı total Etch adeziv sistemlerinden üstün olduğu bulunmuştur. Yaşlandırma çalışmalarında, üç basamaklı total–Etch adeziv sistemleri ile oluşturulan bağlantının daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 2005). Üç basamaklı etanol-su bazlı total–Etch adezivleri, özellikle kavite sınırları dentinde olduğunda, uzun süreli bağlanma için hala 'altın standart' olarak kabul edilmektedir.

Tablo 2.1: Üç basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları (Van Meerbeek ve ark., 2001).

Avantajları	Dezavantajları
▪ Asit, prümer ve bondingi ayrı ayrı uygulaması ▪ Zayıf teknik hassasiyet ▪ Mineye en güçlü adezyonu gösteren ▪ Daha etkili ve tutarlı sonuçlar verebilir ▪ Dolduruculu adeziv kullanma imkanı	▪ Dentinde aşırı asit pürüzlendirme riski ▪ Zaman alıcı uygulama prosedürü ▪ Pürüzlendirmeden sonra temizleme ihtiyacı ▪ Aşırı kurumaya veya ıslanmaya karşı hassasiyet ▪ Kollajen ile monomerlerin azalmış etkileşimi

Tablo 2.2: İki basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları (Van Meerbeek ve ark., 2001).

Avantajları	Dezavantajları
▪ Üç basamaklı sistemlerin temel özelliklerine sahiptir ▪ Bir aşamanın azalmasıyla daha basit uygulama aşamaları sağlanmıştır ▪ Tek doz paketlenme imkanı ▪ Dolduruculu bağlayıcı kullanma imkanı sağlar	▪ Birkaç kat uygulama nedeniyle gerçek anlamda zaman kazandırmaması ▪ Teknik hassasiyet gerektirmesi (birkaç tabaka uygulanması) ▪ Çok ince bir adeziv tabakanın oluşturma riski

B) Self-Etch Adeziv Sistemler

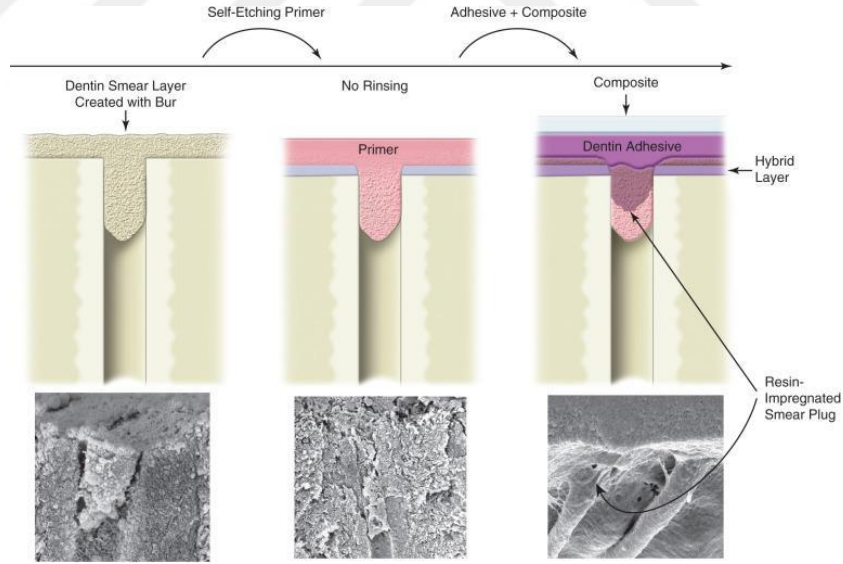
Total-Etch adeziv sistemlerinin neme karşı hassasiyetini kontrol etmek ve ayrıca klinik adeziv uygulama prosedürlerini basitleştirerek klinik süreyi azaltmak için Self-Etch adeziv Sistemleri tanıtıldı (Sundfeld ve ark., 2005). Selfetch adeziv sistemleri, klinik uygulama aşamalarının sayısına göre sınıflandırılır: iki aşamalı veya tek aşamalı adezivler. Self-etch primerlerin ve self-etch adeziv sistemlerinin temel bileşimi, pH'ı fosforik asit asitleştiricilerinkinden nispeten daha yüksek olan, asidik fonksiyonel monomerlerin sulu bir çözeltisidir. Bu nedenle self-etch adezivler asitliklerine göre sınıflandırılmıştır: güçlü ($\text{pH} \leq 1$), orta ($\text{pH} = 1,5$) ve hafif ($\text{pH} \geq 2$) Hafif self-etch adezivler dentini sadece yüzeysel olarak hidroksiapatit bırakarak minerallerden arındırır olası kimyasal etkileşim için mevcut olan kolajen fibrillerinin etrafındaki kristaller (De Munck ve ark., 2005a). Genellikle, smear tıkaçı dentin tübülünden tamamen çıkarılmaz. Sonuç olarak, ultra-hafif self-etch yapıştırıcılarda olduğu gibi mikron altı ölçülerle sıkı bir hibrit tabaka oluşturulur; aksine, güçlü self-etch adezivler, asitle ve durula adezivlerine kıyasla dentini demineralize eder (Kenshima ve ark., 2006; Koshiro ve ark., 2006).

Hafif self-etch adezivlerin, smear tabakasını bonding substratı olarak kullandıkları ve asitle ve durula adezivlere göre daha az dentin sıvısı akışına neden olan kalıntı smear tıkaçları bıraktıklarından, operasyon sonrası daha az ağrıya neden oldukları varsayılmaktadır. Suyun rolü, bu asidik reçine monomerlerinin iyonlaşması ve etkisi için ortamı sağlamaktır. Self-etch adeziv sistemleri ayrıca HEMA (2-hidroksietil-metakrilat) hidrofilik monomer içerir, çünkü düşük moleküler ağırlığı nedeniyle HEMA bir yardımcı çözücü olarak işlev görür, faz ayrılmasını en aza indirir, dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini ve hidrofobik ve hidrofilik bileşenlerin çözeltiye karışabilirliğini artırır (Van Landuyt ve ark., 2005). Monomerik matrsten oluşturulan çapraz bağlanmaya kuvvet sağlamak için bi veya çok fonksiyonlu monomerler eklenir .

Self-etch adeziv sistemleri, dental substratı aynı anda "şartlandıran" ve "hazırlayan" asidik monomerler içerdiklerinden ayrı bir asit koşullandırma aşaması gerektirmediğinden, basitleştirilmiş adeziv malzemeler olarak kabul edilirler

(Peumans ve ark., 2010). Muhtemelen self-etch sistemler, diş frezi hazırlığından sonra dentini kaplayan “smear tabakasını” değiştirerek (0,5-1,2 mm) kalınlığında ince bir HT (hibrit tabaka) oluşturur (Reis ve ark., 2005).

Bu sistem için oluşturulan taglar kısa (16 mm) ve dardır. Bununla birlikte, düşük asitlik nedeniyle, bir "smear tabakası" veya "smear tıkaç" varlığı, adeziv prosedürlerden sonra tübül orifislerini tıkar, peritübüler dentin hibridizasyonunu ve rezin tagı oluşumunu sınırlandırır. İnce bir HT oluşturmasına rağmen, bu sistem dentin substratına kimyasal bir bağ sergiler. Ayrıca, self-etch dentin adezivinin postoperatif aşırı duyarlılığı en aza indirdiği iddia edilmiştir, çünkü daha az dentin tübülünü açığa çıkaran ve asitle çalkalama bağlarından daha az dentin sıvısı akışına neden olan kalıntı smear tıkaçları kalır, ancak dezavantaj, bunların yetersiz mine aşındırma yeteneğidir (şekil 2.16). Total_etch adezivlerine göre daha az asitli ve dental substrata daha az zararlıdır (Hashimoto ve ark., 2004).



Şekil 2.16. Bir self-etch primer kullanarak dentine bağlanma (Perdigao ve ark., 2014).

Bu nedenle, bu dentin adezivlerinin çeşitli klinik durumlarda uygun şekilde kullanılması çok önemlidir. Uygulama adımlarına göre bunlar, çoğunlukla solvent içermeyen iki aşamalı “selfetch primerler” ve olup olmadığına bağlı olarak tek aşamalı “self-etch yapıştırıcılar” olarak kategorize edilebilirler. self-etch astar ve yapışkan reçine ayrı olarak sağlanır veya tek bir çözümde birleştirilir. İki aşamalı

self-etch adeziv sistemleri, iki ayrı bileşenin kullanılmasını gerektirir: astar ve asit içeren ilk şişe ve hidrofobik bağ reçinesi içeren ikinci şişe. Dental substratı koşullandırmak için kullanılan self-etch primer, ardından hidrofobik bir bağlayıcı reçinenin uygulanması (Yeniad ve ark., 2008).

Self-etch primer, diş dokularını aynı anda aşındıran ve infiltre edebilen çeşitli vinil monomerleri (asidik, hidrofilik ve hidrofobik monomerler) içeren sulu asidik çözeltilerdir, daha sonra bonding rezin ile fotopolimerize olur, böylece dental substrat ile uygulanan restoratif materyal arasında bir bağ oluşturur. sonradan. Self-etch primer ve bonding ajanının fonksiyonlarını birleştiren tek adımlı self-etch yapıştırıcılar geliştirilmiştir. Tek adımlı adezivler ayrıca "iki bileşenli" ve "tek bileşenli" tek adımlı self-etch adezivlere ayrılabilir. 'Aktif' bileşenleri (sudan fonksiyonel monomer gibi) ayırarak, iki bileşenli self-etch yapıştırıcılar teorik olarak daha uzun bir raf ömrüne sahiptir, ancak her iki bileşenin ek ve yeterli şekilde karıştırılması gerekir. Tek bileşenli tek adımlı yapıştırıcılar, 'koşullandırma', 'astarlama' ve 'yapışkan reçinenin uygulanmasını' bir araya getirdikleri ve gerektirmedikleri için tek gerçek 'tek şişe' veya 'hepsi bir arada' adezivler olarak kabul edilebilir. karıştırma (Yeniad ve ark., 2008).

Bu tür bir adeziv sistem, asidik fonksiyonel monomerleri, hidrofobik monomerleri, hidrofilik monomerleri, dolgu maddelerini, suyu, çeşitli solventleri (aseton, bütanol, etanol), foto-inhibitörleri ve rezin bileşenini tek bir solüsyonda birleştirir. 7. nesil dentin adezivleri olarak adlandırılırlar ve şüphesiz en uygun olanlardır. Asidik fonksiyonel monomerlerin iyonizasyonunu sağlamak için tek adımlı self-etch yapıştırıcılar için çözücü olarak suyun kullanılması vazgeçilmezdir ve hidrofobik ve hidrofilik bileşenlerin karışmasını kolaylaştırmak için organik çözücüler eklenir (Yeniad ve ark., 2008).

Su ve asidik fonksiyonel monomerlerin varlığı, tek aşamalı self-etch adezivlerin bağlanma dayanıklılığını tehlikeye atabilir. Bununla birlikte, tek aşamalı self-etch yapıştırıcıların ana dezavantajları, yapışkan tabakayı, özünde nemli olan alt tabakadan su çekmeye daha yatkın hale getiren aşırı hidrofiliklikleri ile ilgilidir (Tay ve Pashley, 2003). Bu tür artan su afinitesi nedeniyle, bu yapıştırıcıların,

polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen membranlar gibi davranarak, yapıştırıcı tabaka boyunca substrattan su hareketine izin verdiği rapor edilmiştir (Tay ve ark., 2002).

Sonuç olarak, özellikle ikincisinin polimerizasyonu geciktiğinde, adeziv tabaka ile kompoziti arasındaki geçişte küçük damlacıklar bulunabilir (Van Landuyt ve ark., 2008). Kompozit ve substrat arasındaki bağ mukavemetinde bir azalmayı teşvik etmenin yanı sıra, adeziv tabakanın bu tür geçirgenliği, rezin polimerlerinin hidrolizine ve bunun sonucunda diş-rezine bağının zamanla bozulmasına katkıda bulunuyor gibi görünmektedir (Hashimoto ve ark., 2003). Ayrıca aseton “su kovalama” etkisine sahiptir, bu nedenle açığa çıkan dentin tübüllerine hızla sızabilir. Bununla birlikte, buhar basıncı etanol veya su gibi diğer çözücülerinkinden çok daha yüksektir ve bazı durumlarda yapıştırıcı yeterince sızmayabilir (Reis ve ark., 2007b). Tek aşamalı dentin adezivlerinin çoğu çok hidrofiliktir, bu nedenle alttaki dentin ile etkileşime girebilirler. Ancak su geçirgen bir yapışkan tabaka oluşturarak yapıştırma performansından ödün verebilir (Spencer ve Wang, 2002). Bu sorunun üstesinden gelmek için All-Bond Universal, çözücü olarak minimum miktarda etanol ve su içerir.

Self-etch adeziv sistemlerin avantajları:

- Asitleme ve yıkama aşaması olmadığından kolay uygulanır ve su bazlıdır. İşlem adımlarının sayısı azaldığı için hata olasılığı da azalır (ŞENGÜN ve ark., 2009).
- Yüzey pürüzlenmesi ve adeziv geçirgenliği aynı anda gerçekleştiğinden, hibrit tabakada aşırı demineralizasyon nedeniyle rezin monomerinin yetersiz nüfuz etmesinden kaynaklanan problemler ve buna bağlı olarak adeziv bağlanma dayanımının azalmasını önlenir (Van Meerbeek ve ark., 2003).
- Herhangi bir yıkama gerektirmediği için demineralize dentinin aşırı kuruması ve aşırı su tutmasından kaynaklanan problemler ortadan kalkar (Pashley ve Tay, 2001).

- Smear tıkaçları uzaklaştırılmadığı için oluşan kısa rezin taglara rağmen çok iyi bir sızdırmazlık sağlanır. Aynı nedenle, daha düşük postoperatif hassasiyet vardır (Pashley ve Tay, 2001).
- Pediatrik hastalarda self-etching adeziv sistem kullanımının, özellikle kooperasyonun sağlanamadığı durumlarda, işlemdeki adım sayısının az olması ve daha az efor gerektirerek tükürük ile kontaminasyon potansiyeli nedeniyle faydalı olması beklenmektedir (Shimada ve ark., 2002).

C) Cam İyonomer Adezivler

Cam iyonomerler, yüzey işlemi olmaksızın sert diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilen bilinen tek malzemelerdir. Silika cam tozunun dayanıklılık, sertlik ve florür salma özelliklerini poliakrilik asidin yapışkan özellikleriyle birleştirir. Cam iyonomer bazlı adeziv sistemlerinin sertleştirilmesi; Çözünme, jelleşme ve sertleşme adımlarından oluşan bir asit-baz reaksiyonu ile meydana gelir. Cam iyonomer bazlı yapıştırıcıyı uygulanmadan hemen önce polialkenoik asit uygulayarak, yüzeyin derinliğine (0,5 ila 1 µm) kadar demineralizasyon gerçekleşir, kollajen ağı açığa çıkar ve mikromekanik bağlanma sağlanır. (Yoshida ve ark., 2000).

Mikromekanik bağlanma, cam iyonomer adezivlerin kollajen fibril ağına nüfuz etmesiyle gerçekleşir. Polialkenoik asidin hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile karboksil grupları arasındaki şelasyon da kimyasal adezyon sağlar. Self-etch adeziv sistemlerden farkı , cam iyonomer bazlı adeziv sistemlerin yapısındaki polikarboksil bazlı polimerlerin yüksek moleküler ağırlıkları (8000-15000 Dalton) kendi aralarında kimyasal bağlar oluşturmalarına olanak sağlar (De Munck ve ark., 2005b).

D) Üniversal Adeziv sistemleri

Adeziv diş hekimliğinde, daha az işlem adımı, daha kısa müdahale süresi ve minimum teknik hassasiyet ile her geçen gün gelişmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003). Günümüzde adeziv sistemler üzerine yapılan araştırmalar, geleneksel adeziv

sistemlerinin eksikliklerini gidermeyi ve kullanımı kolay ürünler oluşturmayı amaçlamaktadır. Geleneksel total_etch sistemlerinin ana dezavantajı, dentindeki nem miktarına karşı hassasiyetleridir (Dal-Bianco ve ark., 2006; Reis ve ark., 2007a). Yıkama ve kurutma aşamasında, (dentinde kollajenin bozunmasını önlemek için) nemli bağlanmanın gerekliliği ayrıca ekstra teknik hassasiyet gerektirir (Breschi ve ark., 2008; Simonsen ve Neal, 2011). Dentin kollajenleri arasında daha fazla su kalırsa, rezin monomeri intertübüler dentini dolduramaz ve ara yüzeyde demineralize alanlar bırakır. Böylece, adeziv dentin arayüzünde arayüz yıkımı meydana gelir ve bağlanma mukavemeti çok zayıflatır. Asitle muamele edilmiş dentinin aşırı kurutulması, kolajen fibrillerinin rezin monomeri tarafından sarılmasını de önleyebilir, bu da hidrolize olarak rezinin çözünmesine ve bağlantının zayıf olmasına sebep olabilir.(Breschi ve ark., 2008)

Ek bir adım olarak asit uygulaması zaman alıcıdır, kontaminasyon riskini artırır (özellikle çocuklarda) ve adeziv başarısını olumsuz etkiler. Bununla birlikte, birçok araştırmacı, adeziv rezinin kollajen ağına eksik penetrasyonu ile total_etch adeziv sisteminin post-operatif hassasiyetini açıklamıştır (Hashimoto, 2010; Peumans ve ark., 2010).

Total_Etch adeziv sisteminde görülen nem sorunları, rezinin kollajen fibriller arasına nüfuz etmesini engeller, ancak self-etching adezivlerde durum böyle değildir. Self-etching adezivler, klinik kullanım süresini azaltarak teknik hassasiyet gerektiren asitleme, yıkama ve kurutma adımlarını aradan kaldırmak için tasarlanmıştır. Self-etch adezivlerin demineralizasyonu daha yüzeysel olduğundan ve smear tabakası kollajen ve minerallerle birleştüğinden postoperatif hassasiyet azalır (Perdigao ve ark., 2003). Bununla birlikte, bu adezivler mineyi fosforik asit kadar demineralize etmezler ve zayıf mine adezyonu klinik olarak yaygın olan restorasyon sınırlarında kırıklara yol açar. (Peumans ve ark., 2010). Bu sorunu çözmek için self-etch uygulamasından önce kavitenin mine kenarlarının seçici olarak asitlenmesi önerilmiştir (Erickson ve ark., 2009). Ancak klinik ortamda dentine taşmadan mine asitlendirme işleminin yapılması mümkün değildir.

Bu komplikasyonları ortadan kaldırmak ve tüm adeziv uygulamalarında tek bir adeziv kullanmak için universal, multi-mode veya çok-amaçlı adezivler olarak isimlendirilen adezivler geliştirilmiştir (Muñoz ve ark., 2013).

Multimod adezivler, 7. nesil adezivlerden daha yaygın olarak kullanılır çünkü bu adezivler, self-etching tekniğinin basitliği ile total asitleme sisteminin bağlantı gücü avantajlarını birleştirir. Ancak üreticiler, Tüm direkt ve indirekt restorasyonların yerleştirilmesinde universal adeziv sistemler kullanılabilmektedir. Ayrıca kendi kendine sertleşen (self-cure), ışıkla sertleşen (light-cure) ve her iki şekilde de sertleşen (dual-cure) rezin bazlı simanlarla uyumludur ve metallere, zirkonyuma, porselene ve kompozitlere bağlanabilmektedir (Sofan ve ark., 2017).

Bu adezivler; total etch, self etch ve dentinde self etch mine de total etch yöntemini içeren (selektif etch) olarak kullanılabilen adezivlerdir (Lopes ve ark., 2003). Self-etch adezivlerin asitleri mineyi demineralize etmeye yetmediği için mineye bağlanmada zorluklar yaşamaktadır. Bu sebeplerden ötürü minenin selektif olarak asitlenmesi önerilmektedir (Frankenberger ve ark., 2008). Universal adezivler, birden fazla uygulama seçeneği ile klinisyenlerin tercihidir (Alex, 2015).

Fonksiyonel Monomerler

Adezivlerin, içeriklerindeki asidik moleküller olan fonksiyonel monomerler sayesinde diş yapısı ile etkileşime girmektedir. Smear tabakasının kısmi çözünmesi ve hidroksiapatitin demineralizasyonu, monomer penetrasyonu ve diş yapısı ile kimyasal etkileşimde olmaktadır (Yoshihara ve ark., 2015; Carrilho ve ark., 2019).

Universal adezivlerin içeriğinde yaygın olarak bulunan MDP (metakriloksietil dihidrojen fosfat), hidroksiapatit içerisinde kalsiyum ile kimyasal bağlanma kabiliyetine sahip polimerize olabilen metakrilat grupları ve fosfat gruplarına sahiptir. Adeziv ve hidroksiapatit arasındaki arayüzde stabil bir nanotabaka oluşturur. Oluşan MDP-Ca tuzu bu tabaka boyunca çöker. Bu da, yüksek bir bağlanma dayanımı ile sonuçlanır. (Van Landuyt ve ark., 2007).

Fonksiyonel monomerlerin tipine ve konsantrasyonuna bağı olarak adeziv dönüşümü düşürebilir. Bu durum, fonksiyonel monomerlerin hidroksiapatit ile etkileşimi ile azalmaktadır (Hanabusa ve ark., 2016).

Adezivlerin tek bileşenleri fonksiyonel monomerler değildir. Klinik uygulama prosedürleri tüm ticari sistemler için aynı değildir. Daha iyi sonuçlar elde etmek için diğer çözücüler, zamanlar ve uygulamalar gibi protokol değişiklikleri gerekebilir. Çözücülerin buharlaşması, dentin yüzeyinin özelliklerine ve adeziv tabakanın homojenliğine bağlıdır (Carrilho ve ark., 2019). Adeziv sistemin nem konsantrasyonu ayrıca smear tabakasının çıkarılmasını da etkiler. Dentine bağlanmada adeziv pH'dan daha etkilidir. Ayrıca etanol MDP monomerlerinden fosfat gruplarının çıkarılmasında daha az etkili olabilir. 4-META mine ve dentine bağlanmada daha etkilidir (Iwai ve ark., 2013).

Aynı zamanda üniversal adezivlerin içeriğindeki dipentaerythritol pentaacrylate phosphoric acid ester (PENTA), biphenyl dimethacrylate (BPDM) ve polialkenoik asit kopolimer diş dokusuna bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir (Tay ve Pashley, 2001). Diğer bir fonksiyonel monomer olan gliserofosfat dimetakrilat (GPDM), hidroksiapatit ile kararsız bir Ca tuzu oluşturur. Polialkenoik asit kopolimeri PAC ayrıca hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanır ve bağın uzun vadeli stabilitesine katkıda bulunur (Nagarkar ve ark., 2019).

Üniversal adezivler, hidrofilik (hidroksietil metakrilat-HEMA), hidrofobik (dekandiol dimetakrilat-D3MA) ve ne hidrofilik ne de hidrofobik (bis-GMA) monomer içeriği nedeniyle çeşitli yüzey özelliklerinde bile hidrofobik reçine ile hidrofilik diş yapısı arasında bir köprü oluşturur. Üniversal adezivlerdeki hidrofilik monomerler, su emilimini ve dentin ıslanabilirliğini arttırırken, MDP gibi hidrofobik fonksiyonel monomerler hidrolitik bozulmayı önler (Yazdi ve ark., 2015). Bununla birlikte, bazı üniversal adezivler, silanizasyon adımıyla kullanılan ve kompozit ile seramik bağını sağlayan silan içerir. 4-META, fenil-P gibi diğer fonksiyonel monomerleri bağlamada etkilidir. Daha az kararlı ve daha az bağlanma derecesi daha düşüktür (Feitosa ve ark., 2014).

MDP'nin dışında; GPDM (gliserol dimetakrilat ester) , MMP (metakriloksipropil dihidrojen fosfat, MEP(metakriloksietil fenil hidrojen fosfat)), MEP (metakriloloksietil dihidrojen fosfat), HEMA fosfat, PENTA-P (dipentaeritilpentaakrilol dihidrojen hidrometilakrilat), 4-META (4-metakriloksietil trimellitrat anhidrit) Üniwersal adezivlerin içeriğinde MAC-10 (metakriloksialkil asit fosfat) da kullanılmaktadır (Moszner ve ark., 2005).

Self-etch adezivlerin monomer iyonizasyonu için su içerir. Genel olarak, tek aşamalı self-etch adezivler hacimce (%30 ile %60) oranında su içerir. Bu oranın yapılan çalışmalarda %20'den azının bağ kuvvetini olumsuz etkileyebileceği göstermiştir (Taschner ve ark., 2014). HEMA üniwersal adezivlerde de var olan hidrofilik bir monomerdir. Daha iyi rezin infiltrasyonu sağlayarak adeziv rezinin bağ gücünü artırır (Van Meerbeek ve ark., 2005). HEMA içermeyen üniwersal bir adezivde faz ayrımının gerçekleştiği bildirilmiştir (Perdigão ve ark., 2014).

2.5.3 Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerine Göre Sınıflandırması

A. Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler

Bu adeziv sistemler (1. ve 2. nesil) doğrudan smear tabakasına bağlanmaktaydılar. Dayanıklılık açısından istenilen klinik başarıyı sağlayamadıkları için kullanımları terk edilmiştir (Dayangaç, 2000).

B. Smear Tabakasını Ortadan Kaldıran Adeziv Sistemler

Total_etch adeziv sistemleri (4. ve 5. nesil) olarak bilinirler. Mine ve dentin yüzeylerine asit uygulanması, smear tabakasını ortadan kaldırmayı ve hibrit bir tabaka oluşturmayı amaçlar. Smear tabakasının hidrodinamik sıvı hareketi ile tamamen ortadan kalkması sonucu dentin hassasiyeti oluşabilir. Bakteriler açık dentin kanallarından, tübüllerden ve pulpadan göç edebilir. Ayrıca asit kullanılır. ve diğer birçok sorun ortaya çıkabilmektedir. Ve ayrıca uygulanan asitler; Yüksek konsantrasyon, kullanım gerekliliklerine uyulmaması gibi özelliklerine bağlı olarak pulpa dokusunda sitotoksik etki gibi çeşitli problemlere neden olabilir (Dayangaç, 2000; Van Meerbeek ve ark., 2005).

C. Smear Tabakasını Modifiye Eden Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler olarak da adlandırılır (6., 7. ve 8. nesil). Zayıf asidik primerler içerirler, dolayısıyla smear ve dentin tabakasını kısmen demineralize ederler. Sonuç olarak smear tabakasını tamamen kaldırmadan hibrit tabakayı bünyesine katar ve bağın oluşmasını sağlarlar (Van Meerbeek ve ark., 2001).

2.5.4 Dental Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Restoratif materyallerin performanslarını değerlendirmek için in vitro ve in vivo testler kullanılmaktadır. Ancak ağız ortamında çeşitli stres kaynaklarının ve kuvvetlerin bir arada bulunması nedeniyle hangi faktörlerin restoratif materyallere zarar verdiğini belirlemek zordur. Ayrıca klinik testler uzun zaman almakta ve standart olarak yapılamamaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010). İn vitro çalışmalar, diğer değişkenleri sabit tutarken tek bir etkiyi değerlendirebilir. Bu nedenle restoratif materyallerin performansını değerlendirmek için laboratuvar testleri kullanılmaktadır.

Adeziv sistemlerin in vitro değerlendirilmesi;

1. Materyalin çekme-kopma-gerilim (tensile)
2. Burma (torsion)
3. Makaslama (shear) streslerine karşı olan direnci değerlendirilir
4. Mikrosızıntı ölçümleri
5. Büzülme aralığı ölçüleri belirlenir.

Laboratuvar testleri genellikle daha kolaydır, daha ucuzdur ve yeni malzeme ve teknikleri değerlendirmek için gereken süreyi azaltır. Birçok deney grubunu aynı anda test etme imkanı sağlayabilir. Adezivleri değerlendirmek için en yaygın kullanılan testlerden bağlanma dayanım testidir. Bu testler, mine ve dentinde oluşan adeziv bağlanma yüzeylerine kuvvet uygular ve mekanik test yöntemlerini kullanır. Bu yöntemler uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme bağ dayanımı testleri (tensile bond strength) ve kesme bağ dayanımı testleri (shear bond strength) olarak adlandırılır. Temel olarak diş restorasyonları arasındaki gerilmeler, paralel veya dik

olmalarına bağılı olarak makaslama veya çekme olarak tanımlanabilir (Barkmeier ve Cooley, 1992).

2.6 Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller ağız ortamında çeşitli stres ve kuvvetlere maruz kalmakta ve bu stres restoratif materyallerin ömrünü etkileyebilmektedir. Restoratif materyallerin ağız boşluğundaki davranışını ve dayanıklılığını tahmin etmek amacıyla ağız ortamında meydana gelen olayları taklit etmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

2.6.1 Termal Siklus

Termal siklus, in vitro ağızda oluşabilecek sıcaklık değişimlerini taklit edecek bir ortam sağlayarak, dişin sert dokusu arasındaki genleşme katsayılarındaki farklılıkları ve hazırlanan örnekler 5⁰C, oda ısısı ve 55⁰C 'deki su banyolarında belirlenen sürelerde bekletilerek örneklerin yaşlandırılması sağlanır (Gale ve Darvell, 1999). Mikrosızıntı, diş dokuları ve restoratif materyaller arasındaki ısı genleşme katsayısı farkı ile diş-restorasyon boşluğunu dolduran sıvının ısı genleşmesinden kaynaklanmaktadır. Sudaki ısı döngü sayısı, bekleme ve duraklama süreleri uygulamalarda farklılık göstermektedir. Ancak döngü sayısı arttıkça sızıntının da arttığı rapor edilmiştir (Jang ve ark., 2001; Pazinato ve ark., 2003).

2.6.2 Otoklavda Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırma yönteminde, numuneler otoklava yerleştirildikten sonra cam kaplarda 134°C'de ve 200 kPa basınçta farklı sürelerle tutularak in vivo yaşlandırma simüle edilir.(Lughi ve Sergo, 2010; Rafael ve ark., 2018)

Yapılan çalışmalarda, 1 saatlik otoklav yaşlanma protokolü uygulamasının (134°C; 0.2 MPa) , hasta ağızında yaklaşık 2 yıla eşit olduğu, 5 saatlik uygulamanın, 10 ila 20 yıla eşit olduğu belirtmişler; bir yıllık yaşlanmayı simüle etmek için 30 dakikanın yeterli olduğu bildirilmiştir (Chevalier ve ark., 1999; Deville ve ark., 2005; de Almeida Basílio ve ark., 2016).

2.6.3 Suda Bekletilerek

Laboratuvar yaşlandırma tekniğinde en yaygın olarak kullanılan teknik, suda bekletilerek saklama yöntemidir. Hazırlanan örnekler belirtilen süre boyunca

37°C'de suda bekletilir. Bu süreç bir kaç aydan başlayıp 3-5 yıl, belki de daha fazla sürebilir (Burrow ve ark., 1996; Fukushima ve ark., 2001).

Çoğu çalışma, kısa süreler boyunca saklanan örnekler için bile bağlanma kuvvetinde bir düşüş olduğunu bildirmektedir (Burrow ve ark., 1996; Kitasako ve ark., 2000; Armstrong ve ark., 2001; Giannini ve ark., 2003).

Bağlanma dayanımının azalma nedeni, ara yüzeydeki bileşenlerin (rezin, kolajen) hidrolize bağlı olarak bozulması olabilir. Su, arayüze sızabilir ve polimer içindeki sürtünme kuvvetlerini azaltabilir. Polimer matriksin özelliklerini olumsuz etkileyebilir (Ferracane ve ark., 1998; Santerre ve ark., 2001).

Ağız ortamını daha iyi taklit edebilecekleri düşünülerek yapay tükürük solüsyonları da kullanılmıştır, ancak su da yaşlandırmadaki değerlere benzeyen sonuçlar elde edilmiştir (Kitasako ve ark., 2000).

2.7 Bağlanma Dayanım Testleri

Bağlanma dayanımı, diş-restorasyon arayüzünde birim alan başına kuvvet olarak tanımlanır. Bağ kuvvetinin birimi $N/mm^2 = MPa$ 'dır (Megapaskal) (Phillips, 1991).

Arayüzey bağlanma kuvveti çeşitli şekillerde test edilebilir. Yapıştırılan alanın boyutlarını kullanarak, bağlanma mukavemeti yöntemleri makro ($4-28 mm^2$) veya mikro (yaklaşık $1 mm^2$) olarak sınıflandırılabilir (Pashley ve ark., 1999).

Ara yüze çekme veya makaslama kuvvetleri uygulanabilir (Choudhary ve Nandlal, 2015).

Bu testler;(Sirisha ve ark., 2014):

1. Makro makaslama (shear)
2. Makro çekme (tensile)
3. Mikro makaslama (micro shear)
4. Mikro Çekme (micro tensile)
5. İtme Testleri (Push-out)

2.7.1 Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

Bu test bağlanma için en çok kullanılan testlerdendir (Burke ve ark., 2008). Ağızdaki kuvvetler göz önüne alındığında, çekme bağlanma dayanımı testinden daha iyi olduğu düşünülmüştür (Reis ve ark., 2004).

Kuvvet, makinenin kuvvet uygulama koluna tek açılı çivi biçimli uç, düz keski veya tel halka kullanılarak bağlanma kuvveti test edilecek örneğe uygulanır (Kansal ve ark., 2018; Devatha ve ark., 2019).

Bu yöntemde, bıçak şeklinde yapılmış bir aparat yardımıyla bağlantıyı dış yüzeyinden ayırmak için bir test uygulanır. ISO standardında test cihazının kesici kenarının çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dak arasında olması gerektiği ifade edilmektedir (Baracco ve ark., 2013; Inokoshi ve ark., 2014).

İki malzemenin bir bağlayıcı madde ile birbirine yapıştırıldığı yüzeyde kopma meydana gelinceye kadar sabit bir oranda kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlanma mukavemeti test sonucunun değeri, maksimum değere bölünerek ölçülür. bağlanmanın meydana geldiği yüzey alanı tarafından elde edilen kuvvet. Bağlanma değeri pound/inç², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Mega paskal, MPa) olarak belirtmektedir (Salz ve Bock, 2010; Greig, 2012).

Makaslama testlerinde en çok 0,5 mm/dk veya 1 mm/dk şeklinde kuvvet uygulama hızları tercih edilmektedir. Makro makaslama bağlanma dayanımı testlerin de iki malzeme arasındaki bağın kopması, iki malzeme arasındaki bağın bozulmasıdır ve bu durumun temel nedeni çekme kuvvetidir. Test yüzeyinden kuvvet uygulanan kola olan mesafe arttıkça, uygulanan kuvvetin torkı artacağından, uygulanan çekme kuvveti de artacaktır (Braga ve ark., 2010).Ek olarak, makaslama bağlanma testinde kullanılan örnek ile kompozit silindir arasındaki elastik modül farkı, bağlanma dayanımı test sonucunu etkiler (Braga ve ark., 2010).

2.7.2 Makro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi

Çekme bağlanma dayanımı testinde; dış yüzeyine dik olarak 90° açıyla etki eden bir kuvvet ile bağlantı bölgesi koparılır. Uygulanan kuvvetin bağlantının

arayüzünün merkezinden geçiş yapması çok önemlidir (Oilo, 1993). Uygulanan kuvvetin yönü ve örneğin pozisyonundaki en küçük sapma sonucu etkileyebilir (Mason ve ark., 1996).

Makro çekme dayanımı testi ile seramiklerin metal ve seramik yüzeylere bağlanma dayanımı genellikle kontrol edilir (Abreu ve ark., 2009). Örnek hazırlamanın uzun süre alması nedeniyle bağlanma dayanımı testi olarak yaygın olarak tercih edilmemiştir (Zicari ve ark., 2008).

2.7.3 Mikro Makaslama Bağlanma Kuvvet Testi

Mikro-makaslama testi 2002 yılında araştırmacıların hizmetine sunulmuştur. Mikro-kesme bağ dayanımı test yöntemi, dış dokusu veya bir malzeme üzerine tel veya farklı bir mekanizma yardımıyla yerleştirilen örneklerin bağlanma dayanımının ölçüldüğü bir test yöntemidir. Bağlanma kuvvetinin ölçüldüğü malzemelerin yüzey alanı 1 mm²'den azdır.

Genellikle 6 adet tüp yüzeye bağlanır ve kompozit ile doldurulur. Düzgün olmayan gerilim dağılımı, makro makaslama ile karşılaştırıldığında daha belirgindir. Bununla birlikte, yapışkan bölgenin ISO (2003) standardına göre sınırlandırılması da mümkün değildir. Bu önemli sınırlamalar nedeniyle bu yöntem çok yaygın olarak uygulanmamaktadır (De Munck ve ark., 2009).

2.7.4 Mikro Çekme Bağlanma Kuvvet Testi

Sano ve ark. (1994) mikro-çekme bağlanma kuvvet testini geliştirmiştir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Mikro çekme bağlanma kuvvet testinde kullanılan bağlantı yüzey alanı yaklaşık 1 mm²'dir. Mikro çekme bağlanma testi, bir diştten birden fazla örnek alınması, bölgesel bağlanma farklılıklarının belirlenmesine olanak sağlaması ve bağlanma ara yüzeyinde daha da homojen stres dağılımının sağlanması gibi avantajlara sahiptir (Sano ve ark., 1994).

Küçük yüzey alanı nedeniyle kırılma alanı SEM ile kolayca incelenebilir. Bunlara ek olarak, uzun laboratuvar prosedürleri, örneklerde su kaybı ve örnek hazırlamada aşırı teknik hassasiyet gibi dezavantajları da mevcuttur (Sano ve ark., 1994).

2.7.5 İtme Testleri (Push-out)

Bağ kuvvetini ölçmek için kullanılan testlerden biridir. Yuvarlak dilim şeklinde hazırlanan dentin üzerine çalışılacak malzemeye uygun boyutta bir delik açılır ve adeziv sistemle malzeme bu deliğe yerleştirilir ve malzemenin çapına oranı 0,85'ten küçük olan sivri uç ile kuvvet uygulanır (Chen ve ark., 2013).

Ayrılmanın meydana geldiği kuvvet ölçülür. Bu yöntem klinik ortamı kesme ve çekme testinden daha iyi taklit eder, çünkü bu yöntemde test edilen materyal bir adeziv sistemle dentine yapıştırılır (Guan ve ark., 2000; Ungor ve ark., 2006).

2.8 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri

Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) görüntüleme, bir elektron ışınının numuneden numuneye yansımaya ve yansıyan sinyalin saptanmasına dayanır. SEM, dış yüzeylerinin topografik özelliklerini ve doğal kimyasal yapısını araştırmak için kullanılabilir (Yañez ve Barbosa, 2003).

SEM'de, birincil elektron enerjisi 1-10 keV olan bir elektron ışını, bir mercekle sistemi aracılığıyla örnek yüzeyinde (1-10 nm) yarıçaplı bir noktaya odaklanır. Odaklanmış ışın, optik bir gösterim olarak kullanılan video tüpünün elektron ışını ile eş zamanlı olarak bir saptırıcı halka sistemi boyunca dikdörtgen olarak taranır. Her iki ışın da aynı tarayıcı üretici tarafından kontrol edilir. Büyütme, örnek yüzeyinin taranan alanının görüntünün boyutuna oranıdır. İkincil elektronlardan, geri saçılan elektronlardan, X-ışınlarından ve numune akımlarından çeşitli sinyaller toplanabilir. Sinyalin iki boyutlu bir haritası SEM görüntüsünü sağlar. SEM incelemesi, yüzey özelliklerini iyi yeniden üreten çok sayıda büyütme nedeniyle çok yararlıdır ve yüzey mikro yapısını inceleyerek tane boyutunu ve çeşitli kristal fazları inceleme imkanı sunmaktadır (Usanmaz, 2005).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı ve Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Araştırmanın etik kurul onayı Selçuk Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (09.10.2020 tarihli, 2020/33 sayılı toplantıda) alınmıştır. Bu çalışmada kontrol grubu olarak iki aşamalı bir adeziv (Clearfil SE bond) ve self-etch modunda 3 farklı universal bonding ajan (Single Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Tetric N-Bond Universal) kullanılarak, 2 farklı dentin yüzeyi (kron dentin ve kök dentin) ve 2 farklı süre (24 saat, 6 ay) deki bağlanma dayanımları test edilmiştir. Çalışmada, makaslama bağlanma dayanımı testi için 80 adet çürüksüz insan molar dişi kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan adezivler (Şekil 3.1) üretici firmaları ve kimyasal içerikleri Tablo 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan adezivler

3.1 Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması

3.1.1 Çekilmiş Dişlerin Toplanması ve Saklanması:.

Çalışmada kullanılmak üzere son 6 ay içerisinde çekilmiş insan molar dişleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı kliniğinden toplandı ve distile su içinde oda sıcaklığında saklandı. Dişler periodontal küret ile temizlenerek dişler üzerindeki doku artıkları ve debrisler uzaklaştırıldı.

3.1.2 Örneklerin Hazırlanması:.

Bu testi gerçekleştirmek için öncelikle molar dişler; okluzal yüzeylerinden, hazırlanan otopolimerizan protez tamir akrilik bloklarına hızlı yapıştırıcı ile yapıştırıldı (Şekil 3.2). Bu şekilde hazırlanan örnekler, kesme cihazına (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff IL, USA) (Şekil 3.3) yerleştirildikten sonra dişler mine-sement sınırından okluzal yüzeye paralel olacak şekilde düşük hızda kesilerek üzerinden elmas frezle geçerek derin kronal dentin (pulpa boynuzunun üzerindeki dentin) ve derin marjindeki kök dentin (mine-sement sınırında 1,5 mm aşağıda) yüzeyleri elde edildi. Ardından tüm diş yüzeyleri homojen bir smear tabakası elde etmek amacıyla 600 ve 800 gritlik zımparalar kullanılarak (BrightWAY Zımparalama ve Parlatma Cihazı) (Şekil 3.4) standart bir smear tabakası elde edildikten sonra yüzeylerinin oklüzal kısmı açıkta kalacak şekilde akrilik rezine gömüldü (Şekil 3.5).



Şekil 3.2. Diş akrilike yapıştırıldı



şekil 3.3. Diş kesme cihazına yerleştirildi



Şekil 3.4. BrightWAY Zımparalama ve Parlatma Cihazı



Şekil3.5. Dişler akrilike gömüldü.

Tablo3.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin üretici firmaları, kimyasal içerikleri.

Ürün Adı	Üretici Firma	Kimyasal İçerikleri	
Clearfil SE Bond	Kuraray Noritake, Osaka, Japonya	PRIMER 10 (MDP),2- (HEMA) Hidrofilik alifatik dimetakrilat,dl- kamforkinon,N,N- dietanol-p- tolidin,Su	•BOND 10 (MDP), (Bis- GMA),2- (HEMA) Hidrofobik alifatik dimetakrilat dl-kamforkinon N,N-dietanol-p- tolidin,Kolloidal silika
Single Bond Universal	3M ESPE; Neuss Almanya	10-MDP, HEMA, dimetakrilat rezinler, metakrilatmodifiye polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, initiatörler, silan	
Prime&Bond Universal	Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya	Fonksiyonel akrilat rezin, Dipentaerythritol PENTA, diketone, organik fosfin oksit, stabilizer, isopropanol, su	
TetricN-Bond universal	Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn	10-MDP, D3MA, MCAP, HEMA, Bis- GMA, etanol, yüksek dağılmış silikon dioksit, dengeleyiciler, başlatıcılar, su,	

Hazırlanan kron ve kökler 24 saat ve 6 ay lık bekleme sürelerine göre ikiye ayrıldı. Daha sonra her grup 4 farklı adeziv sistem uygulanmak üzere 4'e ayrıldı (n=10)

Bu gruplar:

- 1.Grup: 24 saat kron dentin grubu.
- 2.Grup: 24 saat kök dentin grubu.
- 3.Grup: 6 ay yaşlandırma kron dentin grubu.
4. Grup: 6 ay yaşlandırma kök dentin grubu.

Her grupta 4 farklı bonding sistem uygulandı.

1. Clearfil SE (Kuraray) bond uygulanan grup
2. Single Bond Universal (3M ESPE) uygulanan grup.
3. Prime&Bond Universal (Dentsply) uygulanan grup.
4. Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent) uygulanan grup.

Tablo3.2. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin uygulama prosedürleri.

Dental Adeziv Sistem	Uygulama Prosedürü	
Clearfil SE bond	• Primer kaviteye uygulanır. 20 sn bekletilir. Havayla kurutulur	• Bond kaviteye 10 sn uygulanır, havayla kurutulur. 10 sn ışıkla polimerize edilir.
Single Bond Üiversal	Kaviteye 20 sn uygulanır. 5 sn havayla kurutulur. 10 sn ışıkla polimerize edilir.	
Prime&Bond Üiversal	Kaviteye uygulanır. 20 sn bekletilir. 5 sn havayla kurutulur. 10 sn ışıkla polimerize edilir.	
Tetric N-Bond Üiversal	Kaviteye 20 sn uygulanır. 5 sn havayla kurutulur. 10 sn ışıkla polimerize edilir.	

Çalışmada kullanılan adeziv sistemler dentin yüzeylerine üretici firmanın talimatlarına göre uygulandı (Tablo 3.2). Adeziv sistemler bir LED ışık kaynağı (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) kullanılarak sertleştirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Adeziv sistemlerin uygulanması



Şekil 3.7. LED ışık cihazı VALO Cordless.

Adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 2 mm, yüksekliği 4 mm olan silindirik plastik bir boru kompozit materyaline matriks olmak üzere kron dentinin grublarında pulpa boynuzunun üzerine gelecek şekilde yerleştirildi. Kök dentin grublarında da semente ve kanal boşluğuna gelmeyecek şekilde dentine yerleştirildi. Daha sonra kompozit rezin ((ceram.x® SphereTEC™ one, Almanya) 2 mm'lik tabakalar halinde kondanse edildi. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Kompozitin rengi tüm örneklerde A4 kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri aynı ışık kaynağı ile yapıldı (Şekil 3.8).

Hazırlanan örnekler bir grupta 24 saat diğer grupta 6 ay 37°C'de distile suda bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu.



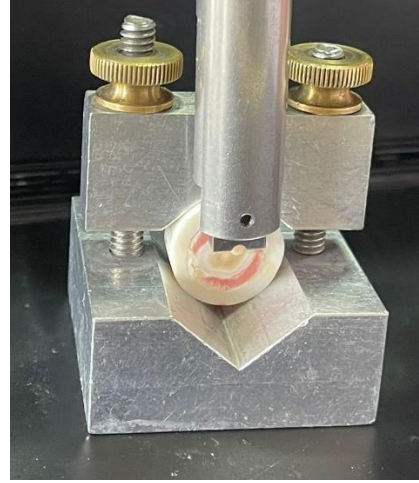
Şekil 3.8. Dentin yüzeylerine kompozit yerleştirilmesini sağlayan aparat ve kompozit rezin olarak kullanılan ceram.x® SphereTEC™ one.



Şekil 3.9. Kompozit rezin silindir bağlanmış diş örneği

3.2 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Makaslama Bağlanma Dayanımı testi, universal test cihazı (Marestek, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, belirtildiği gibi 1 mm kalınlığında ve künt olarak torna tezgahında hazırlanmıştır. Örneklerde kırılma aparatı dentin-kompozit arayüzü ile 90° açı yapacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 1mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Makaslama bağlanma dayanımı testi için kullanılan universal test cihazı (Marestek, Türkiye).

Üniversal test cihazındaki dijital göstergeden alınan ve yazıcı tarafından kaydedilen değerler Newton (N) cinsindendir ve daha sonra dönüşüm formülü kullanılarak birim alan başına yük miktarı MPa olarak bulunur:

Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) = Max. kuvvet (N) / Bağlanma alanı (mm²).

3.2.1 Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra, tüm örneklerin kırık yüzeyleri mikromorfolojisinin belirlenmesi için 50X büyütmede bir stereomikroskop (SZ-PT, Olympus, Tokyo, Japonya) kullanılarak incelenmiştir.

Kırılma tiplerinin belirlenmesinde (Scherrer ve ark., 2010):

- a-Adeziv kırık (hem dentin hem de kompozit rezini içerisine alan kırık),
- d-Koheziv dentin kırığı (sadece dentindeki kırık),
- r-Koheziv rezin kırığı (sadece kompozit rezini içerisine alan kırık),
- m-Miks kırık (kısmen adeziv ve kısmen koheziv) sınıflaması kullanıldı.

3.2.2 Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi

Çalışmamızın SEM değerlendirmesi ve kaplanması Selçuk Üniversitesi İLTEK araştırma ve uygulama merkezinde (Konya, Türkiye) gerçekleştirildi.

Bu çalışmada SEM için toplam 16 çekilmiş molar dişleri seçildi. Her bir diş için kron ve kök dentininin yüzeylerine 4 farklı bonding ajan (Clearfil SE bond, 3M Universal bond, Prime&Bond Universal ve Tetric N-Bond Universal) üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı. Daha sonra kompozit rezin ((ceram.x® SphereTEC™ one, Almanyaya) 2 mm'lik tabakalar halinde kondanase edildi. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Her bir örnek mesial ve distal iki parçaya ayıracak şekilde bağlantı arayüzeyine dik düşük hızda çalışan elmas separe kullanılarak kesildi. Her grup için iki adet bağlantı arayüzeyi elde edildi. Hazırlanan örnekler bir grupta 24 saat diğer grupta 6 ay 37°C'de distile suda bekletildi.

SEM için hazırladığımız örnekler 6 ay ve 24 saat distile suda bekledikten sonra elde edilen yüzeyler 600, 800 ve 1200 gritlik zımparalar kullanılarak zımparalandı. Daha sonra ultrasonik yıkama ile yıkandı (Şekil 3.11) ve 6 mol / L HCl içerisinde 25 saniye bekletildi. Deproteinizasyon için 5 dakika %5 lik NaOCI uygulandı. Bunu

takiben örnekler artan derecede (%50, %70, %95, %100) etanol ile 15 er dakika dehidratasyona uğratıldı.

Bu şekilde hazırlanan örnekler 3 gün 37°C’de etüv cihazında bekletildi (şekil 3.12). Havasız bir ortamda Cressington Sputter Coater 108 auto (Cressington, Germany) cihazı kullanılarak ince bir altın filmle kaplandı (şekil 3.13). Örnekler x2000 ile x5000 arasında büyötmelerle Scanning Elektron Mikroskobu (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) altında incelendi (şekil 3.14).



Şekil 3.11. Ultrasonik yıkama cihazı.



Şekil 3.12. Etüv cihazı



Şekil 3.13. Altın kaplama cihazı



Şekil 3.14. SEM cihazı (Zeiss Evo LS10).

3.3 İstatistiksel Değerlendirme

Tek yönlü varyans analizi ANOVA testi, in vitro çalışmada kullanılan 4 farklı bonding materyale ait 24 saat ve 6 ay yaşlandırma sonrası elde edilen mikro makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farkları belirlemek için kullanılmıştır. Hangi bonding materyali arasında fark olduğunu belirlemek için Tukey'in HSD ve Scheffe testleri kullanıldı ($p=0.05$).

İstatistiksel analizler için SPSS 26.0 (2022) istatistiki analiz paket programından yararlanıldı.

4. BULGULAR

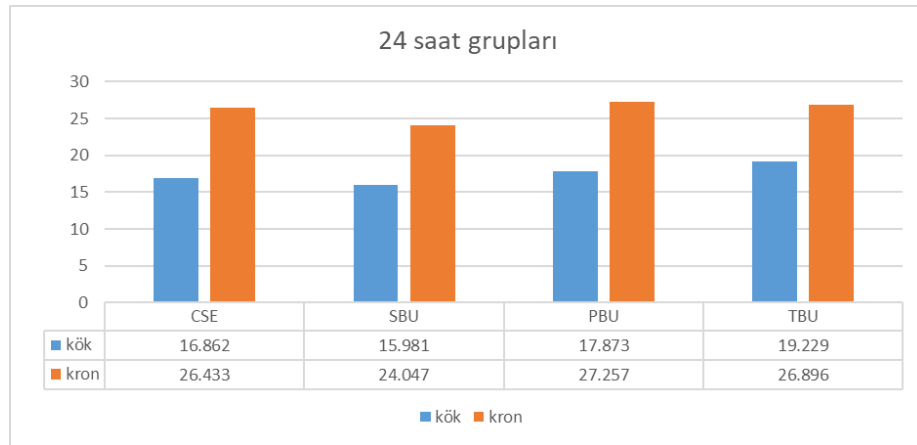
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Çalışmamızda kullandığımız dört farklı adeziv sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımı testleri sonucunda elde edilen verilerin ortalama (MPa) $\pm$ standart sapma değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

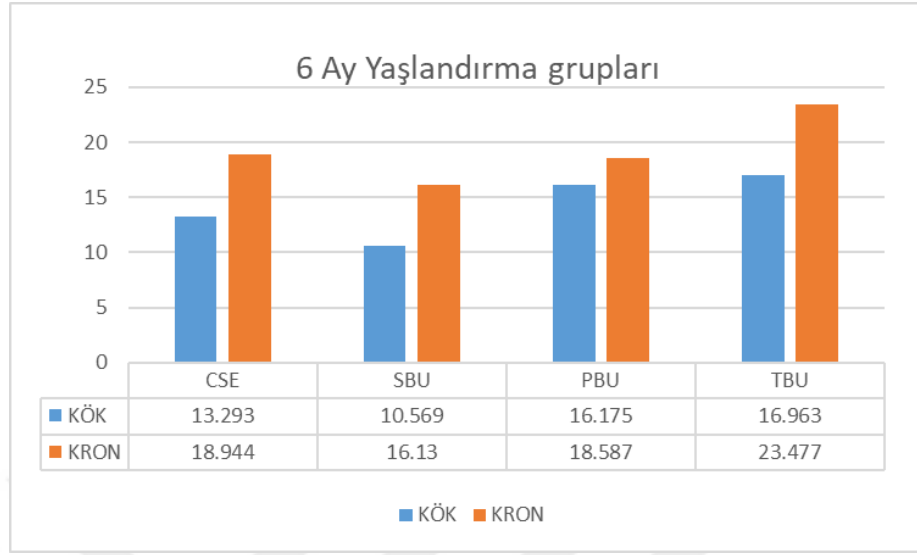
Tablo 4.1. Kullanılan adeziv sistemlerin ortalama ve standart sapma değerleri.

Gruplar	N	24 Saat sonra Ortalama $\pm$ SD (Mpa)		6 ay sonra Ortalama $\pm$ SD (Mpa)	
		Kök	Kron	Kök	Kron
CSE	10	16.862 $\pm$ 2.403 aA	26.433 $\pm$ 5.543 aB	13.293 $\pm$ 2.537 abA	18.944 $\pm$ 2.805 abC
SBU	10	15.981 $\pm$ 3.945 aA	24.047 $\pm$ 4.698 aB	10.569 $\pm$ 2.762 aC	16.130 $\pm$ 2.388 aA
PBU	10	17.873 $\pm$ 3.244 aA	27.257 $\pm$ 8.922 aB	16.175 $\pm$ 4.471 abA	18.585 $\pm$ 4.491 abA
TBU	10	19.229 $\pm$ 3.001 aAC	26.896 $\pm$ 3.133 aB	16.963 $\pm$ 3.583 abC	23.477 $\pm$ 5.147 bcAB

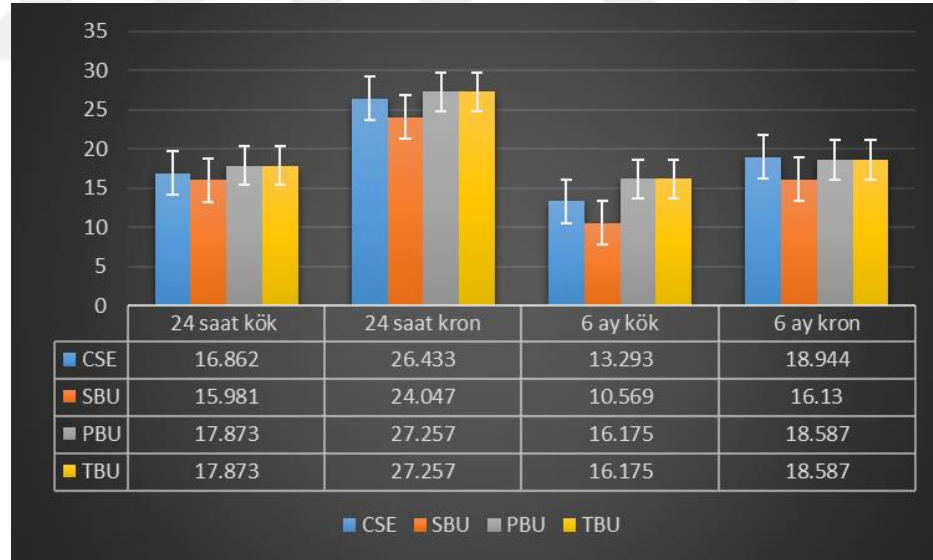
CSE: Clearfil SE Bond SBU: Single Bond Üniöersal PBU: Prime&Bond Üniöersal TBU: TetricN-Bond Üniöersal. Küçük harfler satırlar arasındaki farkı, büyük harfler ise sütunlar arasındaki farkı göstermektedir.



Şekil 4.1. 24 Saat sonra adeziv sistemlerin kron ve kök dentinine bağlanma dayanımı değerleri.



Şekil 4. 6 ay sonra sistemlerin kron ve kök dentinine bağlanma dayanımı değerleri.



Şekil 4.3. Tüm adeziv sistemlerin 24 saat ve 6 ay yaşlandırmadan sonra kron ve kök dentinine bağlanma dayanımı değerleri.

24 saat ve 6 ay yaşlandırma kök ve kron grupları bütün adeziv sistemlerde (CSE bond, SUB, PBU ve TBU) kron dentin grupları kök dentin gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Kron dentin 24 saat grubu içerisinde makaslama bağlanma dayanım değeri en düşük SBU'de (24.047 ± 4.698), en yüksek ise PBU'de (27.257 ± 8.922) gözlendi ve bu bondingler arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmedi ($p > 0.05$). Makaslama bağlanma dayanım değeri açısından bu gruptaki diğer adeziv sistemlerin arasında da istatistiksel olarak fark görülmemiştir ($p > 0.05$).

Kök dentin 24 saat grubu içerisinde makaslama bağlanma dayanım değeri en düşük SBU'de (15.981 ± 3.945), en yüksek ise TBU'de (19.229 ± 3.001) gözlendi ve bu bondingler arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir ($p > 0.05$). Makaslama bağlanma dayanım değeri açısından bu gruptaki diğer adeziv sistemlerin arasında da istatistiksel olarak fark görülmemiştir ($p > 0.05$).

Kron dentin 6 ay grubu içerisinde makaslama bağlanma dayanım değeri en düşük SBU'de (16.130 ± 2.388), en yüksek ise TBU'de (23.477 ± 5.147) görülmüştür ve bu bondingler bağlanma dayanımı arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. ($p < 0.05$). Makaslama bağlanma dayanım değeri açısından bu gruptaki diğer adeziv sistemlerin arasında da istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir ($p > 0.05$).

Kök dentin 6 ay grubu içerisinde makaslama bağlanma dayanım değeri en düşük SBU'de (10.569 ± 2.762), en yüksek ise TBU'de (16.963 ± 3.583) görülmüştür ve sadece bu bondingler arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.05$). Diğer bondingler arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p > 0.05$).

Çalışmada kullanılan bonding sistemlerin kron dentine 24 saat ve 6 ay sonra ki bağlanma dayanımı değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında; TBU haricindeki diğer adeziv sistemlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanım değeri 6 ay sonraki değerlerden yüksekti ve aralarındaki fark istatistiksel olarak önemliydi ($p < 0.05$). TBU universal adeziv sisteminde ise 24 saat sonraki bağlanma dayanım değeri 6 ay sonrakinden daha yüksek olmasına rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli değildi ($p > 0.05$).

Kök dentine 24 saat ve 6 ay sonra ki bağlanma dayanım değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında; SBU haricindeki diğer adeziv sistemlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanım değeri 6 ay sonraki değerlerden yüksek olmasına rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli değildi ($p > 0.05$). SBU universal adeziv sisteminde ise 24 saat sonraki bağlanma dayanım değeri 6 ay sonrakinden daha yüksekti ve aralarındaki fark istatistiksel olarak önemliydi ($p < 0.05$).

4.2. Kırılma Tipi Bulguları

Işık mikroskobu analizi sonucuna göre grupların kırık tipleri tablo 4.2-5 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Adeziv sistemler ve 24 saat kron gruplarına ait kırık tipi analizleri.

	N	Adeziv Kırık	Mix	Kompozit Koheziv	Dentin Koheziv
Clearfil SE bond	10	8	0	1	1
Single Bond Universal	10	8	1	0	1
Prime&Bond Universal	10	9	1	0	0
Tetric N-Bond Universal	10	7	2	0	1

Tablo 4.3. Adeziv sistemler ve 24 saat kök gruplarına ait kırık tipi analizleri.

	N	Adeziv Kırık	Mix	Kompozit Koheziv	Dentin Koheziv
Clearfil SE bond	10	8	1	0	1
Single Bond Universal	10	9	1	0	0
Prime&Bond Universal	10	9	1	0	0
Tetric N-Bond Universal	10	7	1	0	2

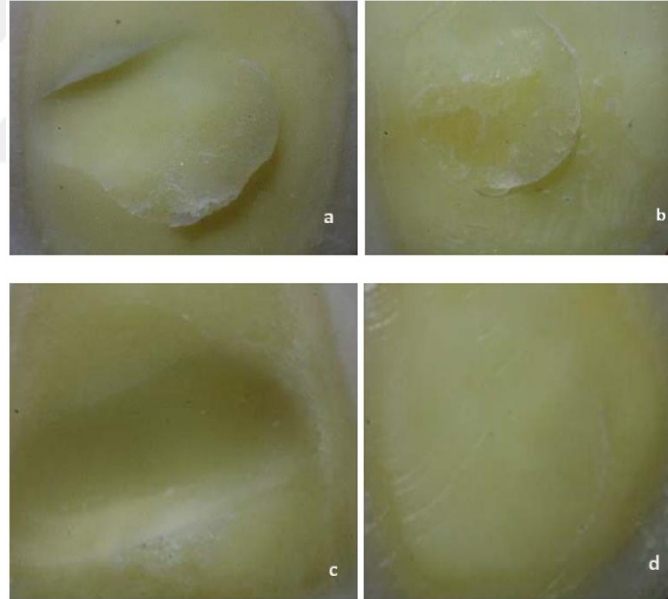
Tablo 4.4. Adeziv sistemler ve 6 ay kron gruplarına ait kırık tipi analizleri.

	N	Adeziv Kırık	Mix	Kompozit Koheziv	Dentin Koheziv
Clearfil SE bond	10	10	0	0	0
Single Bond Universal	10	10	0	0	0
Prime&Bond Universal	10	10	0	0	0
Tetric N-Bond Universal	10	9	1	0	0

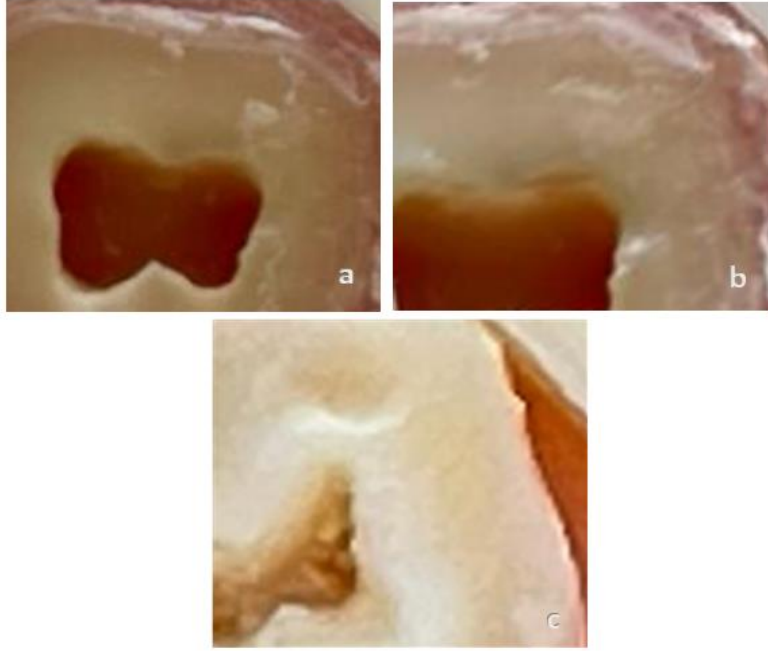
Tablo 4.5. Adeziv sistemler ve 6 ay kök gruplarına ait kırık tipi analizleri.

	N	Adeziv Kırık	Mix	Kompozit Koheziv	Dentin Koheziv
Clearfil SE bond	10	10	0	0	0
Single Bond Universal	10	10	0	0	0
Prime&Bond Universal	10	9	0	0	1
Tetric N-Bond Universal	10	8	1	0	1

Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri kron grubu için (Şekil4.4) de kök grubu için (Şekil 4.5) te verilmiştir.



Şekil 4.4. a: mix b: kompozit koheziv c: dentin koheziv d: adeziv kırık



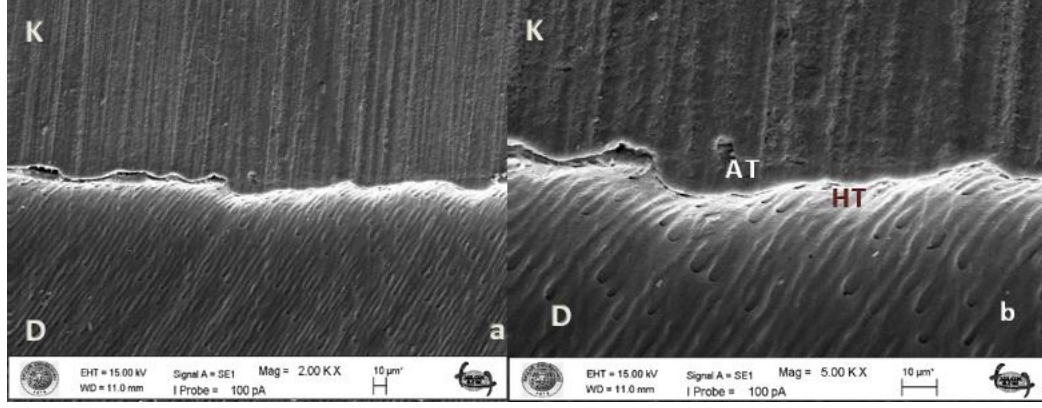
Şekil 4.5. a: adeziv kırık b: mix c: dentin kohesiv

4.3. SEM Analizi Görüntüleri

Bu değerlendirme yönteminde grupların rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü SEM 2000X ve 5000X büyütme ile incelendi. Bu çalışmada kullanılan 4 farklı bonding sistem (CSE bond, SBU, PBU ve TBU), 2 farklı dentin yüzeyi (Kron dentin ve kök dentin) ve 2 farklı süre (24 saat, 6 ay) deki rezin-dentin bağlanma arayüzlerinin SEM görüntüleri farklılık gösterdi.

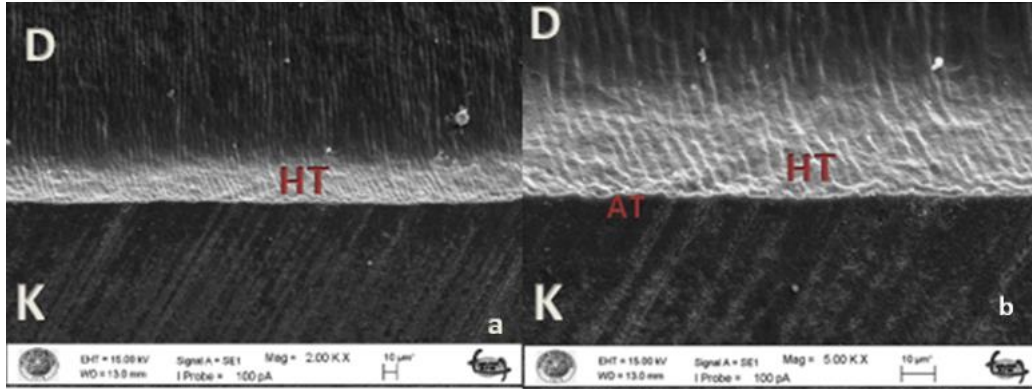
4.3.1. CSE bond grubu

Kron dentin 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.1a) ve 5000X (Şekil 4.1b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde, genel olarak rezin dentin bağlantısının devamlı olduğu görülmektedir. İnce bir Hibrit tabaka (HT) görülmekte ancak rezin tag görülmemektedir.



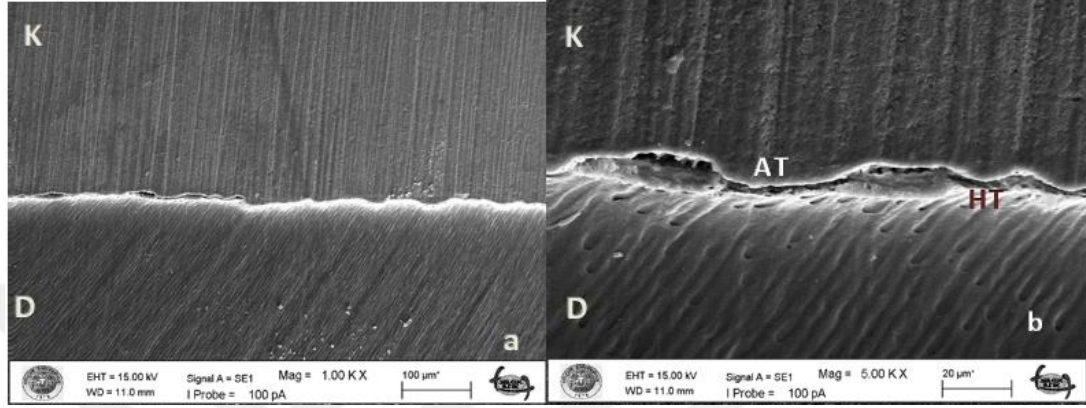
Şekil 4.1a-b. CSE bond 24 saat kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

Kök dentini 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.2a) ve 5000X (Şekil 4.2b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde, rezin dentin bağlantısının devamlı olduğu görülmektedir. Hibrit tabaka (HT) görülmekte ancak rezin tag görülmemektedir.



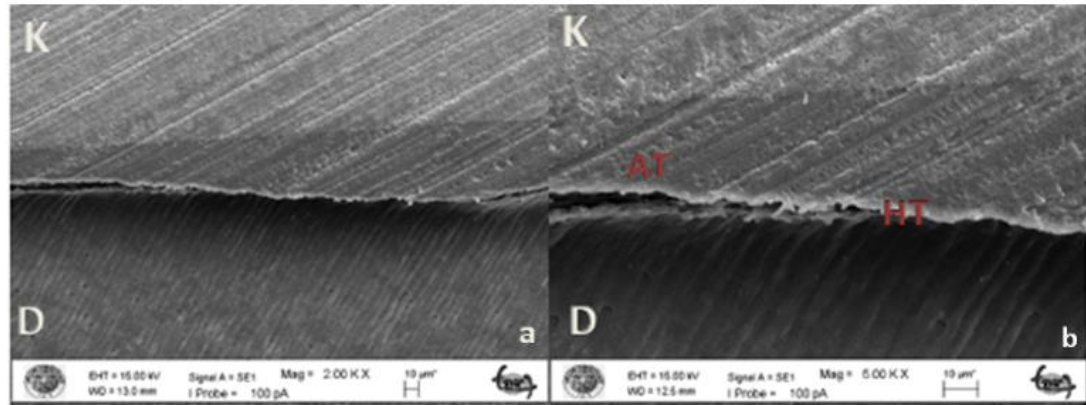
Şekil 4.2a-b. CSE bond 24 saat kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

CSE Bond kron dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.3a) ve 5000X (Şekil 4.3b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzde bazı yerlerde adeziv tabakanın dentinden ayrıldığı görülmektedir.



Şekil 4.3a-b. CSE bond 6 ay kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

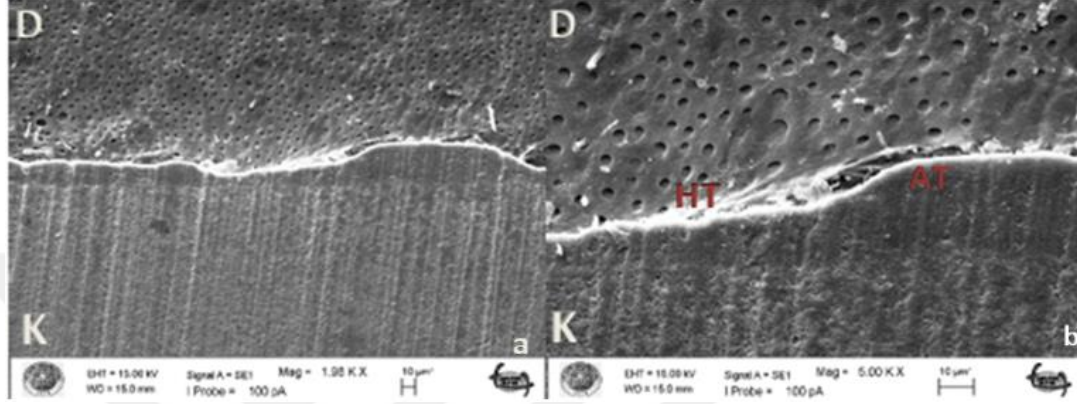
CSE Bond kök dentininde 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.4a) ve 5000X (Şekil 4.4b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzde bazı yerlerde adeziv tabakanın dentinden ayrıldığı görülmektedir.



Şekil 4.4a-b. CSE bond 6 ay kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

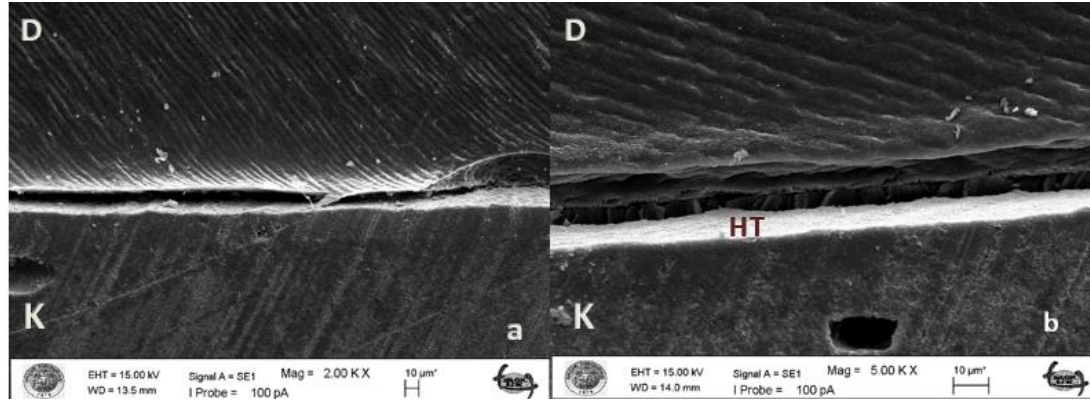
4.3.2. Single Bond Universal Grubu (SBU)

SBU kron dentininde 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.5a) ve 5000X (Şekil 4.5b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin bağlantı arayüzde genel olarak devamlı olduğu görülmektedir.



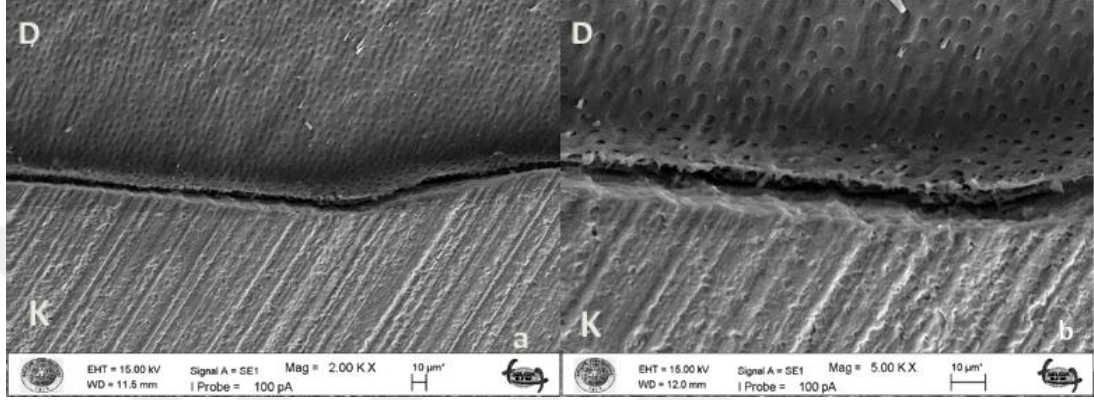
Şekil 4.5a-b. SBU 24 saat kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka

SBU kök dentininde 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.6a) ve 5000X (Şekil 4.6b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin bağlantı arayüzü adeziv tabakanın dentinden ayrıldığı görülmektedir.



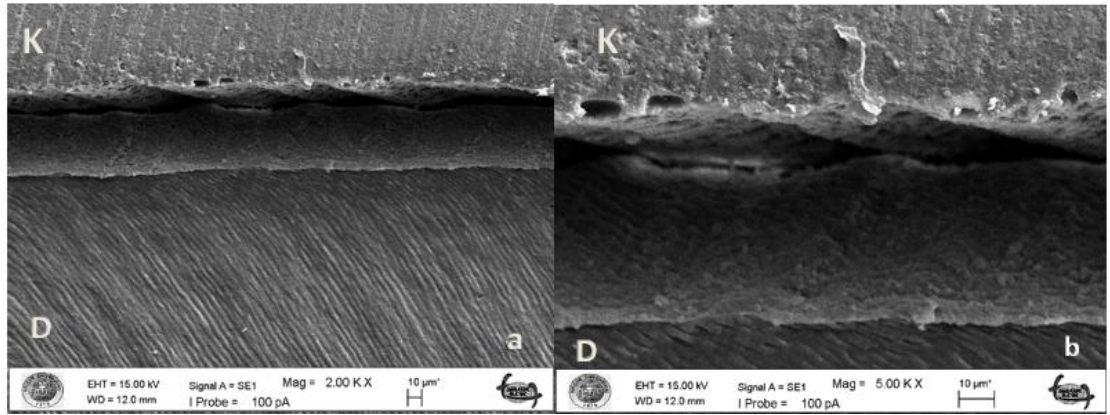
Şekil 4.6a-b. SBU 24 saat kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, HT: Hibrit Tabaka.

SBU kron dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.7a) ve 5000X (Şekil 4.7b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca adezivin dentinden ayrıldığı görülmektedir. HTnın 24 saatlik örneklerdeki kadar belirgin olmadığı görülmektedir.



Şekil 4.7a-b. SBU 6 ay kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit.

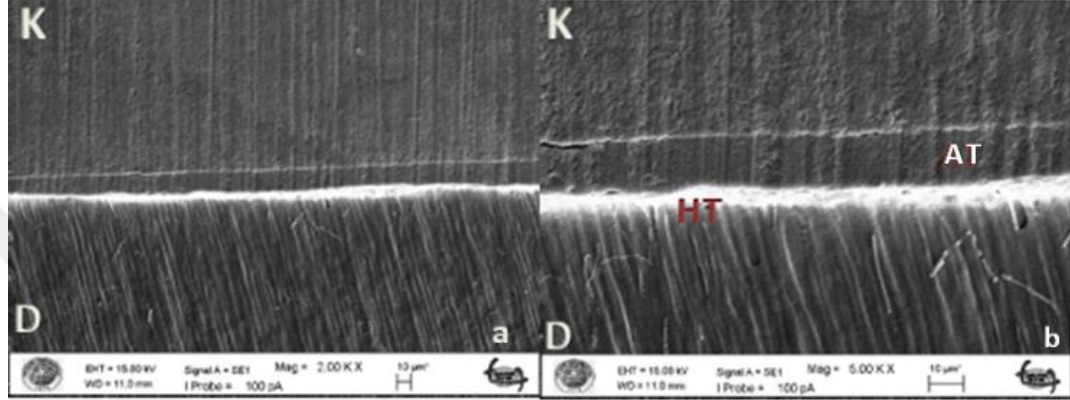
SBU kök dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.8a) ve 5000X (Şekil 4.8b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca adezivin dentinden ayrıldığı görülmektedir. HTnın 24 saatlik örneklerdeki kadar belirgin olmadığı görülmektedir.



Şekil 4.8a-b. SBU 6 ay kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit.

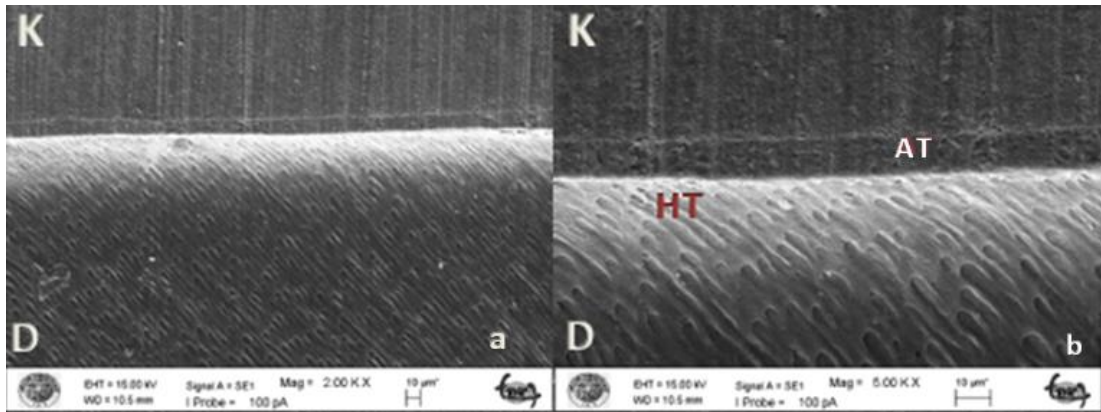
4.3.3. Prime Bond Universal (PBU) Grubu

PBU kron dentin 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.9a) ve 5000X (Şekil 4.9b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca bağlantının devamlı olduğu ve ince bir HT görülmektedir.



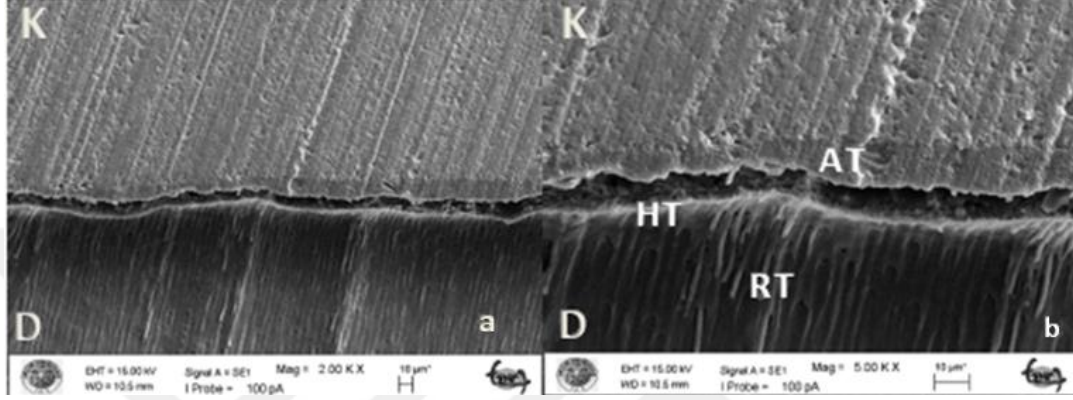
Şekil 4.9a-b. PBU 24 saat kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

PBU kök dentin 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.10a) ve 5000X (Şekil 4.10b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca bağlantının devamlı olduğu ve ince bir HT görülmektedir.



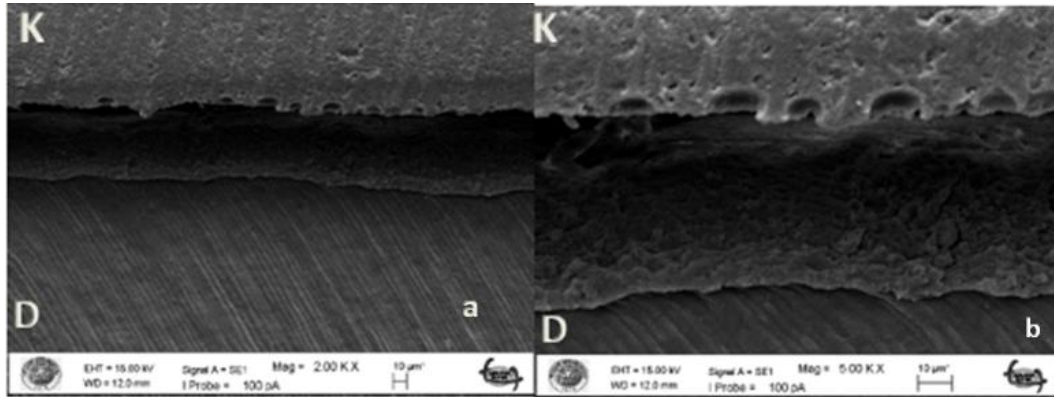
Şekil 4.10a-b. PBU 24 saat kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka

PBU kron dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.11a) ve 5000X (Şekil 4.11b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca adezivin dentinden ayrıldığı görülmektedir. HT'nın 24 saatlik örneklerdeki kadar belirgin bir şekilde görülmektedir.



Şekil 4.11a-b. PBU 6 ay kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Taglar.

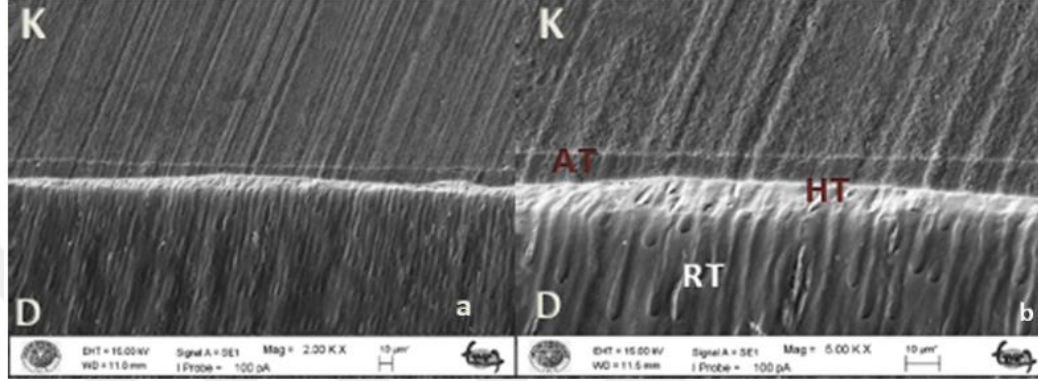
Kök dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.12a) ve 5000X (Şekil 4.12b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca adezivin dentinden ayrıldığı görülmektedir. HT'nın 24 saatlik örneklerdeki kadar belirgin olmadığı görülmektedir.



Şekil 4.12a-b. PBU 6 ay kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit.

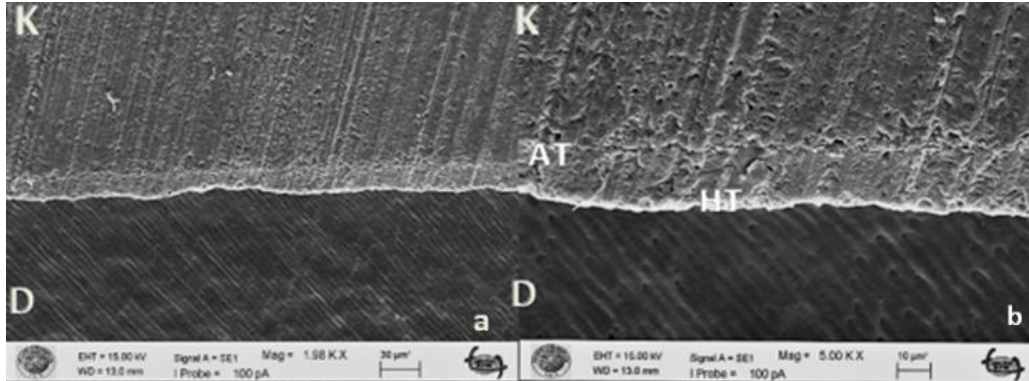
4.3.4. TBU grubu

TBU kron dentin 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.13a) ve 5000X (Şekil 4.13b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca bağlantının devamlı olduğu ve ince bir HT görülmektedir.



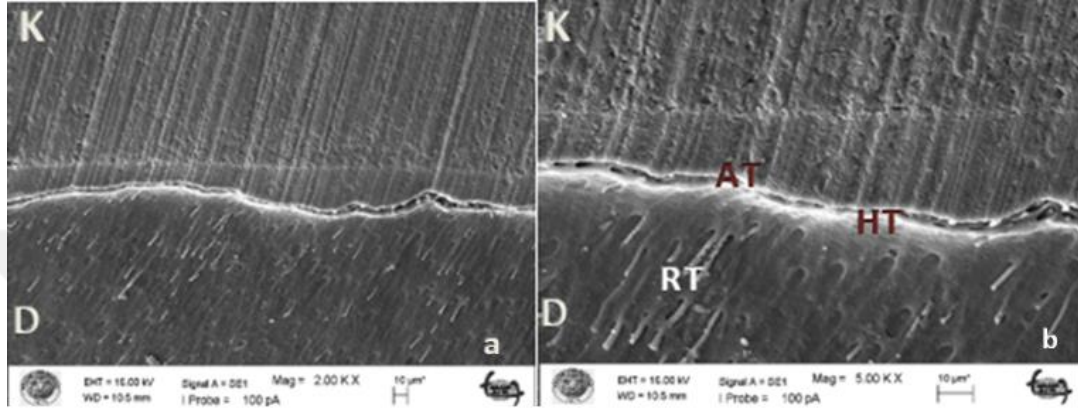
Şekil 4.13a-b. TBU 24 saat kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Taglar.

TBU kök dentin 24 saat grubu için 2000X (Şekil 4.14a) ve 5000X (Şekil 4.14b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca bağlantının devamlı olduğu ve ince bir HT görülmektedir.



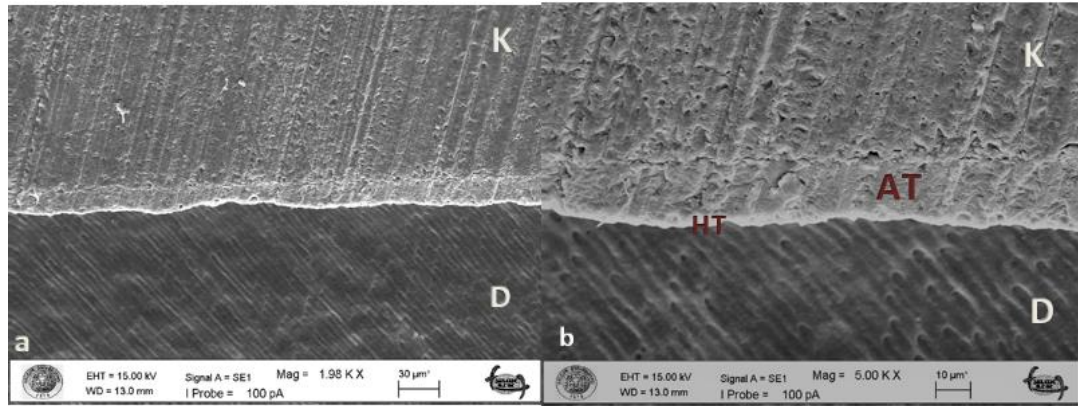
Şekil 4.14a-b. TBU 24 saat kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.

Kron dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.15a) ve 5000X (Şekil 4.15b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca adezivinden ayrıldığı görülmektedir. HT'nın 24 saatlik örneklerdeki kadar belirgin bir şekilde görülmektedir.

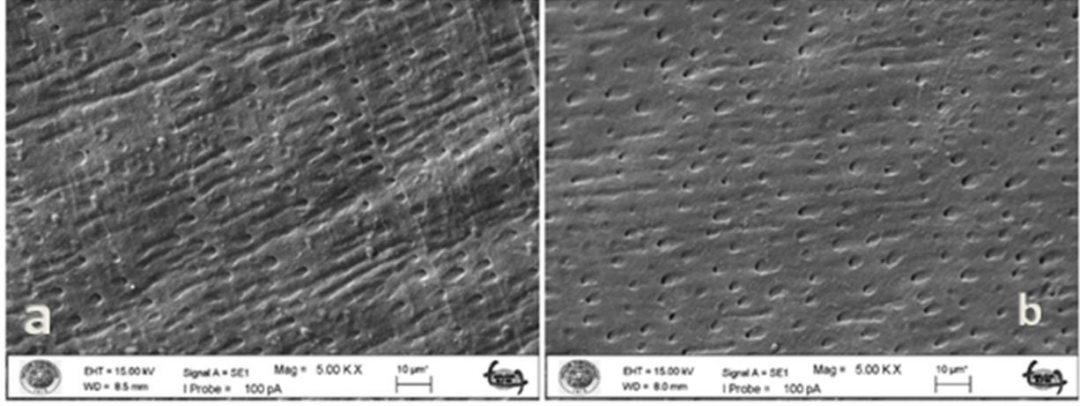


Şekil 4.15a-b. TBU 6 ay kron grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka, RT: Rezin Taglar.

Kök dentin 6 ay grubu için 2000X (Şekil 4.16a) ve 5000X (Şekil 4.16b) büyütme ile alınan SEM görüntülerinde rezin dentin arayüzü boyunca bağlantının devamlı olduğu ve ince bir HT görülmektedir.



Şekil 4.16a-b. TBU 6 ay kök grubunun rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüsü (2000x ve 5000x büyütme). **D: Dentin, K: Kompozit, A.T: Adeziv Tabaka, HT: Hibrit Tabaka.



Şekil 4.17. (a) horizontal kök dentinin SEM görüntüsü (b) longitudinal kök dentinin SEM görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Ağız boşluğunda; çeşitli kimyasallara, ısı ve basınç gibi değişen koşullara maruz kalan mine, dentin ve sement gibi kompleks yapıların varlığı, dental uygulamalarda ve kullanılan restoratif materyallerde gelişmeler gerekmektedir. Bu materyallerin diş sert dokularına bağlanması önemli bir konu olduğundan, bağlanmayı sağlayacak yöntemler üzerine yapılan çalışmalar diş hekimliğine her geçen gün birçok yenilik katmaktadır (Chen ve ark., 2015). Adeziv uygulamalarını kolaylaştırmaya ve adımları azaltmaya yönelik çabalar, yeni adeziv sistemlerinin gelişmesine yol açmıştır (Eren, 2006).

“Üniversal” veya “Multimod” adeziv sistemler total-etch ,self-etch ve selektif-etch modlarında kullanılarak klinik kullanım kolaylığı, azaltılmış teknik hassasiyet ve geleneksel adeziv nesillerinin dezavantajlarını ortadan kaldırması nedeniyle son zamanlarda çok tercih edilmektedir (Da Rosa ve ark., 2015).

Diş eti altına uzanan sınıf II kavitelerde gingival basamak duvarları kök dentinine kadar uzanmaktadır. Bu durum klinikte sık karşılaşılan bir durumdur. Ayrıca yaşlı hastaların dişlerinde genellikle bir miktar diş eti çekilmesi vardır, kök yüzeyleri ağız ortamına açılır ve kök yüzeyinde çürük, aşınma, erozyon ve abfraksiyon riski artmıştır. Bu durumlarda restorasyonların kök dentine bağlanması önem kazanmaktadır (Kikushima ve ark., 2005). Literatür taraması yapıldığında kron dentini, bağlanma dayanımı çalışmaları için kök dentinin daha küçük yüzeylerinden daha uygun olduğu için in vitro çalışmalarda rutin olarak kullanılmaktadır. Üniversal adeziv sistemler ile kron dentine bağlama dayanım çalışmaları çok olmasına rağmen muhtemelen kök dentinine bağlanmanın teknik zorlukları nedeniyle bu dentinde bağlanma çalışmalarına çok fazla rastlanmamıştır. Kök dentinine bağlantı anahtar kelimesi ile yapılan aramalarda genellikle kökün kanal duvarına yada bukkal yüzeyine yapılan bağlantı çalışmaları bulunmaktadır (Ozer ve ark., 2016; Paulson ve ark., 2018). Halbuki sekonder çürük açısından kökün servikal kısmındaki dentinin oklüzal yüzeyine bağlantı daha önemlidir. Derin sınıf II kavite dizaynı ile yapılan az sayıdaki çalışmalarda kök dentinine bağlantı daha çok sızıntı çalışmaları ile değerlendirmiştir (Da Silva ve ark., 2021). Yine bu az sayıdaki çalışmada SEM ile rezin dentin arayüz morfolojisi

incelenmiştir (Takamizawa ve ark., 2019; Da Silva ve ark., 2021). Kök dentinine bağlanmanın önemi ve bu konuda yapılan çalışmaların sayıca yetersiz olması nedeniyle, bu in vitro çalışmada universal adeziv kron ve kök dentinine makaslama bağlanma dayanımı, stabilitesi ve bağlantının arayüz morfolojisi SEM ile değerlendirilerek karşılaştırılmıştır.

Adeziv restorasyonlar klinik olarak çiğneme işlemi sırasında mekanik strese maruz kalır ve bu da zamanla arayüzde adezyonun başarısız olmasına yol açabilir. Universal adezivlerin ağız koşullarını simüle ederek in vitro değerlendirmesi, klinik sonucun tahminini iyileştirebilir. Birkaç laboratuvar çalışması, mekanik stres nedeniyle hızlanan yaşlanmanın dentin/adezyon arayüzünde sorunlara neden olabileceğini bildirmiştir (Nikaido ve ark., 2002; Sartori ve ark., 2015). Gale ve Darwell (1999), De Munck (2004), Sengun ve ark (2005) Yaptıkları çalışmalarda yaşlandırma işlemi için termal siklusu tercih etmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise yaşlandırma işlemi için su içerisinde saklama yöntemini tercih etmişlerdir (Shono ve ark 1999, Kitasako ve ark 2000, Armstrong SR ve ark 2001, Fukushima T ve ark 2001, Marchesi G ve ark 2013). Restorasyonun yaşlanmasına bağlı olarak rezinin dentine bağlanması, mine dokusuna göre zayıflamaktadır. 3-6 aylık bir in vitro yaşlandırma sonrasında bağlanma direncinin %30-40 oranında azalarak dentin matriksinin bozulmaya uğradığı gösterilmiştir (Erhardt ve ark., 2008). Çalışmamızda; yapay yaşlandırma işlemine ait saklama yöntemlerinden sonra dört farklı adeziv sisteminin dentinin adezyon direncine etkisi değerlendirilmiştir.

Bağlanma sistemini değerlendirmek ve geliştirmek için klinik çalışmalar laboratuvar çalışmalarına göre en uygun yöntem olsa da; zaman alıcı, pahalı ve birçok yönden zahmetlidir (Nikaido ve ark., 2002; Moll ve ark., 2004). Ayrıca klinik çalışmalar, oral kavitedeki stresin yoğunluğu nedeniyle başarısızlığın gerçek nedenini belirleyememektedir (Perdigão, 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003). Laboratuvar çalışmaları, adezyon sisteminin mine ve dentine bağlanma aktivitesi hakkında hızlı sonuçlar veren ve klinik çalışmalara yön veren testlerden oluşmaktadır. Bu testler tek bir değişkeni değerlendirirken diğerleri sabit kalır ve basit, hızlı ve ucuzdur (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Mason ve ark. dört adet in vivo ve in vitro adeziv sistemin bağlanma dayanımını karşılaştıran bir çalışmada, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında anlamlı bir fark olmadığını ve in vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Mason ve ark., 1996). Bu nedenlerle bu çalışma in vitro koşullarda yapılmıştır.

İn vitro çalışmaların sonuçlarını etkileyen önemli bir faktör, çalışma için alınan dişlerin kullanıma kadar saklandığı solüsyondur ve bu süreçte dişlerin susuz kalması yapılan çalışmaların sonuçlarını etkilemektedir (Zeczkowski ve ark., 2015). Diş çekildikten sonra diş bir süre antiseptik solüsyonda bekletilebilir. Örnekler formalin, ethanol, %0.1-1 kloramin T veya %0.05-0.1 timol içerir. Ancak formalin veya glutaraldehit kollajen ile reaksiyona girecek ve Tymol polimerizasyon hızını yavaşlatacak ve adezivin performansını etkileyecektir (Salz ve Bock, 2010). Retieh ve ark. dişlerin %0,05 Tymol solüsyonunda 3-6 ay bekletilmesinin bağ kuvveti değerlerinin olumsuz etkilendiğini öne sürmüşlerdir (Lee ve ark., 2007). Distile su ve salin bu amaçla kullanılan başlıca solüsyonlardır. Aquilino ve ark. (1987), %0.05 timol içeren distile suda korunan dişler ile sadece distile suda korunan dişler arasında bağlanma dayanımı değerinde bir fark olmadığını göstermiştir (Aquilino ve Williams, 1987). Bu nedenle biz de çalışmamızda kullanacağımız dişleri, toplanması sürecinde çalışma başlayana kadar distile su içerisinde beklettik.

İn vitro çalışmaların sonuçlarını etkileyen başka bir faktör, çekilmiş dişlerin saklanma süresidir. ISO standardına (11450) göre ideal bağlanma dayanımı, diş çekildikten hemen sonra elde edilir, ancak diş çekildikten sonra dişi test etmek genellikle mümkün değildir (Perdigão, 2010). Dentin proteinlerindeki dejeneratif değişiklikler çekimden 6 ay sonra başladığından, çekilmiş dişler 6 aydan sonra kullanılmamalıdır. Mithcem ve ark. çekimden 30 dakika veya 2 yıl sonra diş kullanmanın bağlanma dayanımı değerleri üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığını bildirmişleridir (Mitchem ve ark., 1988). Çoğu çalışma, çekimden sonra geçen sürenin mine veya dentin adezyonunu önemli ölçüde etkilemediğini gösterse de, 6 aylık bir saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlikler oluşturduğu düşünülmektedir (Rueggeberg, 1991). Bu nedenle çalışmamızda 6 ay içerisinde çekilmiş dişler kullanılmıştır.

İn vitro yapılan çalışmalar insan ve hayvan dişleri üzerinde yapılmaktadır. Hayvan dişleri olarak genellikle sığır dişleri tercih edilmektedir. Ancak sığır dişlerinin yapısı daha gözeneklidir ve minerallerin çok hızlı yakıldığı ve uzun deney dönemlerinde bozulduğu bildirilmiştir (Featherstone ve Mellberg, 1981). Bu nedenle çalışmamızda insan dişleri kullanılmıştır.

Adeziv sistemin dentine adezyon gücünü etkileyen en önemli faktörlerden biri kompleks doku yapısı ve çeşitli kimyasal bileşenleridir. Dentin yüzeyinden derinlik arttıkça dentinin kimyasal içeriği değişir, kollajen içeriği azalır, tübül sayısı ve çapı artar, dentin su içeriği artar ve dentin geçirgenliği artar, bu da bağ kuvvetinde bir farkla sonuçlanır (Pashley ve Carvalho, 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998a; Van Meerbeek ve ark., 2001). Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada çürüksüz molar dişlerin kron dentin grubu için pulpa boyunuzunun hemen üstündeki dentin kullanıldı, kök dentin grubu için de mine_sement sınırının 1.5 mm altındaki dentin kullanıldı.

Bağlanma dayanımı testleri ile ilgili yapılan çalışmalarına bakıldığında, örneklerin yüzey hazırlıklarının da önemli farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Rueggeberg (1991) bu konuda çeşitli çalışmaları inceledi ve çeşitli çalışmalarda silikon karpit zımpara kağıdı, alüminyum diskler, elmas diskler, elmas frezler, yüzey işleme için karbit frezler, 4/0-600'e kadar değişen zımpara kağıdı gibi yöntemlerin kullanıldığını bildirmiştir (Rueggeberg, 1991). Son zamanda yapılan çalışmalarda bu değer 1500 grid'e kadar ulaşabildiği rapor edilmiştir (Senawongse ve ark., 2004). Bu çalışmada, dentin yüzeyini hazırlamak için su soğutmalı kesme cihazı ve elmas frez kullandık. Düzgün bir smear tabakası oluşturmak için 600 ve 800 grit zımpara kağıdı kullanılarak homojen bir yüzey prosedürü gerçekleştirildi.

Üniversal adeziv sistemi son zamanda geliştirilmiş bir adeziv sistemidir. Tek aşamalı self-etching adeziv gibi hepsi bir arada bir konseptle geliştirilmiştir, ancak farklı tekniklerle (total -etch, self-etch, selektif-etch) klinik uygulamalar için kullanılabilir (Wagner ve ark., 2014). Üniversal adeziv sistem total -etch modunda uygulanırken, dentin asitleme işlemi çevredeki hidroksiapatiti gidermektedir. Ortamda kalan hidroksiapatit miktarı azaldıkça adeziv bileşiminde bulunan monomerler ile hidroksiapatit arasındaki kimyasal bağı olumsuz etkilemektedir (Perdigão ve Loguercio,

2014). Bu sebeple universal adezivlerin dentine self-etch modunda uygulanması önerilmektedir (Marchesi ve ark., 2014; Perdigão ve Loguercio, 2014). Ünliversal adeziv sistem sadece dentin yüzeyinde kullanıldığından bu çalışmada self-etch teknikte kullanılmıştır. Teflon aparatı kullanılarak dentin üzerine 2 mm çapında, 4 mm yüksekliğinde kompozit restorasyonlar yapılarak her bir adeziv sistem için 10'er örnek hazırlanmıştır.

Bağlayıcı sistemleri üreten şirketler, dikkatli araştırmalarla bu sistemleri değerlendirir ve mükemmel oldukları özel uygulamaları önerir. Ne yazık ki birçok hekim bilerek veya bilmeyerek bu tavsiyelere uymamaktadır. Hatalı kullanımlarda bağlantı için istenilen sonuç elde edilememektedir (Swift Jr, 1998; Tyas ve Burrow, 2004). Bu nedenle, kullanıcılar kesinlikle üreticinin tavsiyelerine uymalıdır. Bu tür kullanım, dişlere bağlantının ideal olması, mikrosızıntı ve hassasiyetin azalmasını sağlamaktadır (García-Godoy ve Donly, 2002). Araştırmacılar, dentin adezivlerinin bağ kuvvetini araştıran bir çalışmada, uygulama hatalarının bağ performansında dramatik bir düşüşe yol açtığını ve üreticinin tavsiyelerine sıkı sıkıya bağlı kalmanın faydalı sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Frankenberger ve ark., 2000; Tyas ve Burrow, 2004). Çalışmamızda tüm materyaller üretici firmaların talimatları doğrultusunda kullanılmıştır.

5.1 Bağlanma Dayanımı

En sık kullanılan bağlanma testleri makaslama ve çekme bağlanma testleridir (Barkmeier ve Cooley, 1992; Al-Salehi ve Burke, 1997). Tipik bir in vitro test, çekilmiş insan dişlerinin oklüzal yüzeylerinin aşındırmasını ve bir adeziv sistemin uygulanmasını içerir. Aşınmış oklüzal yüzeye, rezin bazlı bir dolgu maddesinden yapılmış bir blok, bir adeziv sistem kullanılarak yapıştırılır ve bu blok üzerinde bir makaslama veya çekme bağlanma testi yapılır. Bu testlerden en yaygın kullanılanı ve standardize edileni makaslama bağlanma testidir (Pashley ve ark., 1995). Makaslama bağlanma testinde elde edilen sonuçlar, çekme bağlanma testinde elde edilen sonuçlardan daha yüksektir (Moll ve ark., 2004). Ayrıca makaslama testi klinik ortamı daha iyi yansıttığına inanılmaktadır (Cardoso ve ark., 1998). Çekme testi o kadar kritiktir ki, örneklere istemeden tork kuvvetleri uygulanır ve bu da zayıf bağlanma dayanımı değerlerine

neden olur (Sano ve ark., 1994). Sano ve arkadaşları (1995), çekme bağ kuvvetinin bağlanma alanıyla ters orantılı olduğunu bulmuşlardır ve küçük alanlardaki bağ kuvvetini ölçmek için şu anda yaygın olarak kullanılan mikro-gerilme test yöntemini geliştirmiştir (Sano ve ark., 1995). Bu sebeple bu tez çalışmasında rezin esaslı restoratif malzemelerden yapılmış örneklerle makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Çünkü çiğneme sırasında ağızda oluşan kuvvetleri daha iyi yansıtır.

Bağlanma dayanımını ölçen birçok çalışmada, uygulanan son kuvvete yaklaşma hızı 0,5 mm/dak ile 5 mm/dak arasında değişmektedir. Takemori ve ark. Yaptıkları çalışmada, 0,5 ve 5 mm/dak arasındaki kafa hızlarında makaslama bağ gücünde bir fark olmadığını bildirdi (Takemori ve ark., 1993). Rezin bloklara in vitro uygulanan kuvvet yükü, in vivo koşullara benzer olmalıdır (Krejci ve ark., 1994). Literatürde bir çalışmada, yükleme hızının 0,5-1 mm/dk arasında olduğunda elde edilen sonuçların etkilenmediği, ancak 1 mm/dk'dan daha yüksek yükleme hızlarında hatalı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. Yukarıda bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 1 mm/dk hızında makaslama bağlanma kuvveti uygulanmıştır.

Bağlanma kuvveti çalışmaları genellikle örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra gerçekleştirilir. Örneklerin aktivasyondan 24 saat sonra yapılan testlerin bağ dayanım verileri, aktivasyondan hemen sonra yapılan testlerden daha yüksek bulunmuştur (Altay ve Akça, 2002). Diğer birçok çalışmada olduğu gibi, örnekler testten önce 24 saat ve 6 ay distile suda bekletildi.

Bu çalışmada kontrol grubu için kullanılan iki aşamalı self-etch dentin bonding sistem (CSE bond) ve self-etch modunda kullanılan 3 farklı universal dentin bonding sistem (SUB, PBU ve TBU), 2 farklı dentin yüzeyi (kron dentin ve kök dentin) ve 2 farklı süre (24 saat, 6 ay) deki makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir.

24 saat ve 6 ay yaşlandırma sonrasında tüm adeziv sistemlerde kron dentin grupları kök dentin gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Kök dentinde daha az dentin tübülü olduğu için, kök dentinin geçirgenliğinin kron dentinden çok daha düşük olduğu gösterilmiştir (Fogel ve ark., 1988) . Bu nedenle, kök dentini hidrofilik rezinin infiltrasyon kapasitesini azaltabilir ve kron dentinden daha düşük bağ

kuvveti değerleri ile sonuçlanabilir (Fogel ve ark., 1988). Bu sebeple kök dentin grupları düşük bağlanma dayanımı gösterdiği düşünölebilir.

Farklı çalışmalarda, kron dentini ve kök dentini karşılaştırılırken bildirilen dentin bağlanma dayanımlarında belirgin farklılıklar gösterilmiştir. Push out yöntemi ile yapılan kök kanalı duvarına yapılan çalışmalarda, bazı araştırmacılar, kök dentinde krona göre daha yüksek bağlanma dayanımı bildirmiştir (Gaston ve ark., 2001; Muniz ve Mathias, 2005). Diğerleri ise daha düşük bağlanma dayanımı bildirmiştir (Yoshiyama ve ark., 1998; Bouillaguet ve ark., 2003). Bu varyasyonlar, hazırlanan yüzeylerin boyutu, smear tabakasının varlığı, oldukça mineralize peritüböler dentinin varlığı, tüböllerin yoğunluğu ve hazırlanan yüzeylerdeki tüböllerin yönü arasındaki farklılıklarla ilişkili olabilir.

Bizim çalışmamızla uyumlu olan, Cavalcanti ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada, üç farklı adeziv sistem (Adper Single Bond Plus, Clearfil SE bond, Adper Promot) derin sınıf II kavitelerin gingival, pulpal duvarlarına kullanarak dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, pulpal duvarda bağlanma dayanımı değeri gingival duvara göre daha yüksek bulmuşlardır (Cavalcanti ve ark., 2010).

Üniversal adeziv sistemlerde olan 10-Methacryloxydecyl dihidrojen fosfat (10-MDP) monomeri, hidroksiapatit kristalleri ile kimyasal olarak bağlanabilir ve mekanik dayanıklılığı daha da artırmak için bağlanma arayüzünde bir nano tabaka oluşturabilir (Yoshida ve ark., 2012; Papadogiannis ve ark., 2019). Ayrıca, nano-tabakalar üzerindeki stabil 10-MDP-Ca tuz birikimi, yüksek bağlanma dayanımı sağlamaktadır (Yoshihara ve ark., 2010; Yoshida ve ark., 2012; Papadogiannis ve ark., 2019). Çalışmamızda kullanılan PBU hariç tüm üniversal adeziv sistemler 10-MDP içermektedir. Kullandığımız tüm adeziv sistemlerde kron dentin 24 saat grubu içerisinde en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri PBU grubunda gözlemlenmiştir. 24 saat kron dentin grubundaki adeziv sistemlerin arasında istatistiksel olarak fark önemli bir gözlenmemiştir.

PBU Bond 'ın içerisinde fonksiyonel monomer PENTA bulunmaktadır. PBU Bond 'ın daha yüksek bulunan bağlanma dayanımı, önceki çalışmalarda görüldüğü gibi, ilave bir çözücü olarak isopropanol'ün dahil edilmesinden de kaynaklanıyor olabilir (Ahmed ve ark., 2019). Bir başka çalışmada, PBU ve SBU karşılaştırıldığında benzer dentin bağlanma dayanımı sonuçları sunmuştur (Bacelar-Sá ve ark., 2017). Dentinin adezyonu mineye göre daha zordur çünkü dentin nemli bir dokudur (Loguercio ve ark., 2009). Adezivler, ıslak dentine bağlanması için hidrofiliktir, ancak polimerizasyondan sonra hidrofobik hale gelir (Meerbeek ve ark., 2020). Adezivler bu hidrofilik-hidrofobik dengeyi korumalıdır (Meerbeek ve ark., 2020). İzopropanol, çeşitli nem seviyelerinde iyi bir yapışkan arayüz polaritesi ve yüzey ıslatma özellikleri dengesi sağlayabilir (Ahmed ve ark., 2019).

İki aşamalı self-etch adeziv CSE Bond, iki aşamalı altın standart self-etch adeziv olarak kabul edilir ve çalışmalarda referans adeziv olarak kullanılmaktadır (Ahmed ve ark., 2019; Ermis ve ark., 2019). Bizde çalışmamızda kontrol grubu olarak kullandık.

CSE Bond 'un yüksek bağlama etkinliği, 10-MDP monomeri ile ilgili olabilir (Van Meerbeek ve ark., 2011; Yoshihara ve ark., 2018). Bu universal adezivler ile Clearfil SE Bond arasındaki fark, CSE Bondta primer ve çözücü içermeyen bonding ajanının ayrı uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2011). İki aşamalı self-etching adezivler, ayrı primer ve bonding ajanın uygulamaları nedeniyle universal adezivlere göre daha hidrofobik bir adeziv tabakası oluşturular (Fujiwara ve ark., 2018). Hidrofobik adeziv tabakanın mekanik özellikleri, hidrofilik adeziv tabakaya göre daha yüksektir, dolayısıyla iyi bağlanma gücü sağlayabilirler (Takahashi ve ark., 2011).

Bizim çalışmamızla uyumlu olarak Karaman ve ark.'nın (2015) Single Bond Universal (self_etch mod), All-Bond Universal (self_etch mod), Clearfil-SE Bond (self_etch mod) kullanarak dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Single Bond Universal ile Clearfil SE grubunun makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Karaman ve ark., 2015).

Benzer şekilde; Şirinsükan ve ark.(2022) universal adezivlerin (Clearfil Universal Bond, Single Bond Universal, All-Bond Universal, iBond Universal, G-Premio Bond Universal) self_etch ve total_etch modunda kullanarak dentine mikrogirilm bağlanma dayanımlarının altın standart olarak kabul edilen üç basamaklı bir total_etch adeziv ve iki basamaklı bir self-etch adeziv ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, Clearfil SE bondun ile Single Bond Universal grubunun makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Şirinsükan ve ark., 2022).

SBU, 10-MDP'ye ek olarak polialkenoik asit kopolimerleri (PAAC) olarak da bilinen Vitrebond kopolimerlerini de içerir. Bu kopolimerdeki %50'den veya daha fazla karboksil grubunun hidroksiapatit ile bağlandığı ve kalsiyum iyonları ile iyonik bağlar oluşturmak için fosfat iyonlarının yerini aldığı bulundu (BARUTCİGİL ve ark., 2013). Munoz ve ark. SBU'da PAAC'ın varlığının monomer polimerizasyonunu önleyebileceğini ve MDP-Ca tuzlarının hidroksiapatite kimyasal bağ gücünün azalmasına yol açarak kalsiyuma bağlanmada MDP ile rekabet edebileceğini öne sürdü (Muñoz ve ark., 2013). Çalışmamızda SBU'nun diğer bonding sistemler ile kıyaslanması sonucu bulunan kök ve koronal dentindeki azalmış kimyasal bağlantının nedeni bu olabilir.

Bizim çalışmamızla uyumlu olarak, M Uğurlu. (2020) yaptığı in vitro çalışmasında, 4 farklı adeziv sistemin (Single Bond Universal, Gluma Bond Universal, Prime&Bond Universal, Clearfil SE Bond) dentine iki tabaka uygulamanın bağlanma performansına etkisini karşılaştırmıştır; self-etch modunda kullanılan Single Bond Universal adeziv nin diğer adezivlere göre düşük değerler gösterdiği belirtmiştir (Uğurlu, 2020).

Michaud ve ark. (2018) çalışmalarında, üç farklı bağlanma sisteminin (Single Bond Universal, OptiBond XTR ve All-Bond Universal) total asitleme modunda ve self-etch modunda dentin ile bağlanma gücünü karşılaştırdılar ve self-etch modunda kullanılan adeziv grupları arasında Single Bond Universal'in Optibond XTR'den daha düşük bağ gücü değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir (Michaud ve Brown, 2018).

Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Single Bond Universal iki aşamalı self-etch adeziv olan CSE bondan daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermiştir.

Bizim çalışmamızın aksine Elif ve ark. (2017) beş farklı adeziv sistemin (All Bond Universal, Gurma Bond Universal, Single Bond Universal, Clearfill SE Bond ve Optibond FL) Self-etch ve total-etch modlarında uygulamalarının dentin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, her iki teknik için de single-bond universalin diğer gruplara göre daha yüksek değerler gösterdiğini bildirmişlerdir (Elif ve ark., 2017).

Takamizawa ve ark. (2018), mine ve dentin üzerinde farklı smear tabakaları elde ederek 4 farklı adeziv sistemin (Single Bond Universal, Prime&Bond, G-aenial Bond, Optibond XTR, Clearfil SE Bond) kesme bağı ve yorulma direncini inceledi. , iki aşamalı adeziv sistemlerin smear tabakasından bağımsız olarak tüm gritlerde (#180, #600, #4000) Single Bond Universal den daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Takamizawa ve ark., 2018).

Barutçugil ve ark . (2013), Single Bond Universal (total_etch ve selfetch mod), All-Bond Universal (total_atch ve self-etch mod), Clearfil SE Bond, Adper Single Bond 2, Futurabond M kullanarak dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, self_etch modunda uygulanan Single Bond Universal'in düşük bağlanma değerleri verdiğini bulmuşlardır (Barutcigil ve ark., 2013).

Tetric N-Bond Universal da benzer bir bileşime sahiptir ancak ek olarak HEMA (2 hidroksietil metakrilat; hidrofilik monomer, dentin gibi inorganik substratların ıslanmasını destekler), MCAP (metakrilatlanmış karboksilik asit polimeri; hidrofilik monomer, hidroksiapatit ile bağlar), ve D3MA (dekandiol dimetakrilat; hidrofobik çapraz bağlanan monomer, kompozit reçinenin daha az polar moleküllerine bağlanır) (Jayasheel ve ark., 2017) monomerlerini içermektedir. D3MA, adezivin, kompozitlerin veya adeziv rezin simanların daha zayıf polar monomerlerle de reaksiyona girmesini sağladığı iddia edilmektedir. MCAP, karboksilik asit fonksiyonel polimerleri hidroksiapatit ile reaksiyona girer ve daha sonra

hidroksiapatite yapışır. Polimer omurgası/zinciri boyunca birçok karboksilik asit grubunun varlığının diş yüzeyinde çoklu bağlanmaya izin verdiği söylenmektedir (Cetin ve Dinc, 2020). Bu ilave monomerle TBU diğer adeziv sistemlerden istatistiksel olarak önemli olmasa da daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesini sağlamış olabilir.

Ergücü ve ark. (2012) yaptıkları in vitro çalışmalarında, iki farklı bonding sistemin (Xeno v Universal ve Tetric N-Bond Universal bond) kombine amalgam ve kompozit restorasyonların bağ gücü incelendiğinde, Tetric N-Bond ile tedavi edilen amalgam örneklerinin kompozit materyal ile iyi bir şekilde bağlandığı gözlenmiştir (Ergücü ve ark., 2012).

Dokumacıgil ve ark.'nın (2020) farklı çözücüler içeren 2 adet universal bond (Optibond, Tetric N-Bond) kullanarak dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Tetric N-Bond ile Optibond grubunun makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (DOKUMACIGİL ve ark., 2020).

Mani ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada, iki farklı universal bond (Tetric N Bond, Single Bond universal) mine ve dentinde makaslama bağlanma dayanımının incelenmesinde Tetric N Bond, mine ve dentin üzerinde Single Bond Universal Adezivden daha yüksek bağlanma dayanımına göstermiştir (Mani ve ark., 2016). Bu sonuç bizim sonuçlarımızla uyumludur.

Çalışmamızda 24 saat kök dentin grublarında, TBU adeziv sistem, en yüksek bağlanma değerlerine sahipken; SBU en düşük bağlanma değerlerini vermiştir. Bu gruptaki adeziv sistemlerin arasında istatistiksel olarak önemli bir fark gözlenmedi. TBU bondunun daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi, hidrofobik monomer 10-MDP ilave olarak D3MA'nın varlığına bağlanabilir.

Cavalcanti ve ark. (2010) yaptıkları in vitro çalışmada, üç farklı adeziv sistem (Adper Single Bond Plus, Clearfil SE bond, Adper Promot) derin sınıf II kaviteilerin gingival, pulpal duvarlarına kullanarak dentine makaslama bağlanma dayanımlarını

karşılaştırdıkları çalışmalarında, Adper Single Bond Plus gingival duvarda diğer bondinglerden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (Cavalcanti ve ark., 2010).

Çalışmamızda kron dentin grubunda tüm bonding sistemler için 6 aylık yaşlandırmadan sonra bağlanma dayanımı değerleri 24 saat değerlerine göre düştü, ve TBU dışındaki diğer bonding sistemlerin bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak önemliydi. Kök dentin grubunda ise 24 saat grubu ile 6 aylık grup arasında makaslama bağ dayanımı değerlerindeki azalma kron dentin grubuna göre daha az olmuş ve SUB hariç diğer bonding sistemlerin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bunun nedeni, kök dentinde tübüller esas olarak paralel veya eğik yönde olduğundan, bu duvarda daha fazla miktarda peritübüler dentin bulunması nedeniyle dentinin artan sertliği, ve daha az miktarda degregasyona uğrayacak kollejenden daha zengin intertübüler dentin olması sonucu daha stabil bir adeziv tabaka elde edilmiş olması olabilir (Cavalcanti ve ark., 2008).

Çalışmamızdaki hem kron hem de kök dentini için yaşlanma ile bağlanma dayanımının azalması bulguları, in vitro ve in vivo koşullar altında yalnızca 6 aylık yaşlanmadan sonra self-etch adezivler tarafından üretilen adeziv arayüzünde önemli bağ gücü azalması ve geniş arayüzey nanosızıntı ifadesi gösteren önceki çalışmalarla uyumludur (Hashimoto ve ark., 2000; Suppa ve ark., 2005).

Üniversal adezivlerin bağlanma dayanımı stabilitesini araştıran çalışmalar az sayıdadır. İn vitro ve in vivo çalışmalar, adeziv sistemlerin etkinliğinin çeşitli adeziv sistemler arasında büyük ölçüde farklılık gösterdiğini bulmuştur (Van Meerbeek ve ark., 2003; Peumans ve ark., 2005). Bunun nedeni, adezivin demineralize dokuya sızması, rezin kompozitin mekanik özellikleri ve rezin kompozit ile adezivle tedavi edilen dentin yüzeyi arasındaki uyumluluk gibi çok sayıda faktöre bağlı olduğu gösterilmiştir (Carvalho ve ark., 2003; Ito ve ark., 2005). Çoğunlukla rezin kompozit başlatıcı sisteminin asidik ortama ve yüzey enerji parametrelerine duyarlılığı ile ilgilidir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Ek olarak; (1) tam olarak polimerize olamama, (2) diş yüzeyinin yetersiz ıslanması, (3) düşük hidrolitik stabilite, (4) olası

faz ayrımı ve (5) artık monomerin açığa çıkan kollajenlerle etkileşiminden kaynaklanabilir (Shirai ve ark., 2005; Van Landuyt ve ark., 2005).

pH değerine bağlı olarak universal adezivler, ultra mild ($\text{pH} \geq 2.5$), mild ($\text{pH} \approx 2$), güçlü ($1 < \text{pH} < 2$) olarak sınıflandırılır (Kaczor ve ark., 2018). Çalışmada kullandığımız universal adezivler ultra mild ile mild asiditeye [SUB ($\text{pH} 2.7$), PBU ($\text{pH} 2.5$), CSE Bond ($\text{pH} 2.2$), TBU ($\text{pH} 2.5$)] sahiptirler. Öte yandan, mild pH'lı universal adezivlerin, uygulama stratejisinden bağımsız olarak dentine daha iyi yapıştığı, daha fazla stabilite ve dayanıklılık sergilediği bulunmuştur (Cuevas-Suarez ve ark., 2019).

Demineralize dentin, asidik ortamda aktive olan MMP enzimlerini içerir. MMP enzimleri, kollajen ve bağ dokusu yapılarında normal biyolojik birleşme ve bozunma süreçlerinde yer alırlar (Hannas ve ark., 2007; Zhang ve Kern, 2009). Bu enzimler, hibrit tabaka içindeki kollajeni hidrolize eder ve böylece bağ dayanıklılığını tehlikeye atar (Pashley ve ark., 2004). Klinikte rutin olarak kullanılan self-etching dental adezivler asidiktir ($\text{pH} 1.5-2.7$) ve dentindeki MMP'leri, bağlanma prosedürü sırasında bu enzimleri denatüre etmeden aktive etme yeteneğine sahiptir ve bu da kollajenolitik aktivitelerde 14 ila 15 kat artış sağlar. Son olarak, adeziv tarafından yetersiz bir şekilde sızan rezin-dentin arayüzlerindeki kollajen fibrilleri, proteolitik bozunmaya eğilimlidir (Breschi ve diğerleri, 2008) ve aktif enzimler tarafından parçalanır (Breschi ve ark., 2008). Kullandığımız adezivler de mild-ultra mild pH ları nedeniyle MMP leri aktive etmiş olabilir, bu durum yaşlandırmadan sonra bağlanma dayanımı değerlerinin düşmesine neden olmuş olabilir.

Da Rosa ve ark. universal adezivlerin self-etch modunda uygulamalarının başlangıçta ve uzun vadede adezyonunu arttırmak için ek hidrofobik rezin uygulamasını önermektedir. Bunun, rezin-dentin arayüzünde monomer dönüşümünü iyileştirdiği söylenmektedir (Da Rosa ve ark., 2015). Bizim çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemlerinin hiçbirine ilave bir hidrofobik tabaka uygulamamıştır.

HEMA, su bazlı adezivlerde diğer monomerler için yardımcı çözücü görevi gören düşük moleküler ağırlıklı bir moleküldür (Takahashi ve ark., 2011). HEMA,

yapıştırıcının hidrofilik ve hidrofobik bileşenleri arasındaki faz ayrımını önler (Bacelar-Sá ve ark., 2017). Bununla birlikte, oldukça hidrofilik olduğundan ve su emilimini indüklediğinden, yapışkan arayüzünü hidrolitik bozunmaya eğilimli hale getir (Takahashi ve ark., 2011; Bacelar-Sá ve ark., 2017). HEMA etkili bir şekilde polimerleşmediği için polimer ağını da zayıflatabilir (Yoshida ve ark., 2004; Van Meerbeek ve ark., 2011). Çalışmada kullandığımız SUB, CSE Bond ve TBU, HEMA içermektedir. SUB ve CSE Bondun yaklaşık aynı içeriğe sahiptir ve 6 aylık yaşlandırma sonrasında bağ kuvvetinin düşmesinin nedeni içeriğindeki HEMA olabilir. TBU da HEMA ya ilave farklı monomerlerin bulunması HEMA içeren diğer adezivlere göre daha stabil kalmasını sağlamış olabilir.

Hibrit tabakalar çok yüksek 24 saatlik bağlanma dayanımı gösterebilir de, bu bağların mekanik ve termal strese karşı dayanıklılığı, bu bağlı yapılar, özellikle dentine bağları üzerindeki yorgunluğun etkilerini değerlendirmek için belirlenmelidir, çünkü bu hibritlerin en az yarısı tabakalar nispeten zayıf olan hibritleşmiş smear tabakasından oluşmaktadır (Ruse ve ark., 1995; Toida ve ark., 1995).

Marchesi ve ark. (2014) dentin yüzeyinde Self-Etch modunda, ıslak dentinde Total-Etch modunda ve kuru dentinde Total-Etch modunda 24 saat 6 ay ve 1 yıl bekleme süresinin ardından makaslama bağlanma dayanımı, nanosızıntı ve MMP aktivitesi testleri yapmışlardır. Bir yıl sonra, self-etching modunda uygulanan Prime-Bond NT, Scotchbond Universalin bağlanma dayanımı değerlerinin düştüğünü bildirmişlerdir. (Marchesi ve ark., 2014).

Bir in vitro çalışmada, Marchesi ve arkadaşları (2013) dentine 2 aşamalı self-etching (Optibond XTR, Clearfil SE Bond) ve 1 aşamalı self-etching (Adper Easy Bond, Bond Force) uygulayarak 24 saat, 6 ay ve 1 yıl 37°C'de yapay tükürükte bekleme süresinin sonunda makaslama bağlanma dayanımı, nanosızıntı testleri uygulamışlardır. 1 yıl sonunda iki aşamalı self-etchlerin tek aşamalı self-etchlerden stabil olduğu, CSE Bond dahil tüm adeziv sistemlerin, 24 saat grublarına göre daha düşük mikrogirilim bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir (Marchesi ve ark., 2013).

TBU bond genellikle düşük seviyelerde asidik monomer içerir ve bu nedenle "ultra mild" adezivleridir. TBU Bond'ın pH değeri yaklaşık 2,5 – 3,0'dır. TBU matriksi, hidrofilik (hidroksietil metakrilat/HEMA), hidrofobik (dekandioldimetakrilat/D3MA) ve ara (bis-GMA) yapıdaki monomerlerin bir kombinasyonuna dayanır. Bu özellik kombinasyonu, TBU Bond'ın çeşitli yüzey koşulları altında hidrofilik diş substratı ile hidrofobik rezin restoratifleri arasındaki boşluğu güvenilir bir şekilde kapatmasını sağlamaktadır (Jayasheel ve ark., 2017). Hidrofobik yapıda olan D3MA, adeziv rezinlerin kompozitlerdeki daha az polar yapıda olan monomerlerle reaksiyona girmesini sağlamaktadır. Bu özellik D3MA'nın bulunduğu adeziv rezinleri hidrolitik bozunmaya karşı daha dirençli hale getirmektedir (Sideridou ve ark., 2007; Sideridou ve ark., 2008). Bu nedenle TBU bond 6 ay yaşlandırmadan sonra hem kron dentinde hemde kök dentinde daha stabil bağlanma dayanımı göstermiş olabilir.

5.2 SEM Görüntülerin Değerlendirilmesi

Literatürde, yapılan çalışmalarda, total-etch, self-etch ve universal adeziv sistemlerin rezin-dentin arayüzlerinin görüntüsü, dentin tubulerin yönü, yoğunluğu ve hibrit tabakanın oluşumu SEM görüntüleri ile incelenmiştir (Marchesi ve ark., 2013; Takamizawa ve ark., 2019).

Adezivlerdeki doldurucu partiküllerin dentin bağlanma dayanıklılığı için yararlı olup olmadığı konusunda bazı tartışmalar vardır. Adezivlerdeki doldurucu partiküllerin, kürlenmiş adeziv tabakanın (AT) mekanik özelliklerini güçlendirdiğine ve yük gerilimi ile çatlak ilerlemesini engellemek için bir sabitleme etkisi oluşturduğuna inanılmaktadır (Miyazaki ve ark., 1995; Condon ve Ferracane, 2002). Ek olarak, belirli bir AT kalınlığı ve elde edilen viskozite, uygulama sürecine yardımcı olabilir. Bununla birlikte, hidroliz, self-etch adezivlerin kürlenmiş AT'sından doldurucu partiküllerin ayrılmasını indükler, restorasyonları zamanla kötüleştirir ve dolgu maddelerinin dahil edilmesi, rezin monomerlerinin demineralize dentine penetrasyon kabiliyetini bozabilir (Van Landuyt ve ark., 2010). Ünlversal adezivler nano doldurucu içermesine rağmen, PBU herhangi bir dolgu maddesi içermez. Bizim çalışmamızda da yukarıdaki

alışmalara benzer şekilde PBU nun SEM de görülen AT'sı diğerk niversal adezivlerden daha incedir.

Bununla birlikte, total-etch modunda niversal adezivlerin bağlanma etkinliği üzerindeki yüzey ıslaklığının etkisini araştıran bir alışma, RT uzunluğu ile dentin bağ yorulma dayanıklılığı arasında bazı ilişkiler bildirdi ve RT uzunluğunun bazı niversal adezivlerde dentin bağ yorulma dayanıklılığını etkilediğini ileri sürdü (Tsujiimoto ve ark., 2019). Rezin monomerlerinin penetrasyon kabiliyeti, adeziv bileşimine (zc tipi, su içeriği, inorganik dolgu maddelerinin varlığı veya yokluğu ve rezin monomerlerinin hidrofilikliği veya hidrofobikliği) ve uygulama yöntemlerine yakından bağlı olabilir. Bizim alışmamızda self-etch modunda uygulanan niversal adezivler TBU grubu haricinde kısa RT ler gözlendi. TBU bonding daha belirgin ve uzun RT göstermesinin sebebi içindeki asidik monomerlerinden D3MA olabilir. Hidrofobik yapıda olan D3MA, adeziv rezinlerin kompozitlerdeki daha az polar yapıda olan monomerlerle reaksiyona girmesini sağlamaktadır. Bu zellik D3MA'nın bulunduğu adeziv rezinleri hidrolitik bozunmaya karşı daha dirençli hale getirmektedir (Sideridou ve ark., 2007; Sideridou ve ark., 2008). Bizim alışmamızdaki SEM görüntülerinde de 6 ay yaşlanmış TBU lu örneklerde diğerlerinden daha devamlı bir rezin dentin bağlantısı izlendi.

Üniversal adeziv sistemler self-etch modunda uygulandığında SEM görüntülerinde ince bir hibrid tabaka (HT) ve minimal rezin infiltrasyonları görülmektedir (Giannini ve ark., 2015). Takamizawa ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada niversal adezivlerin self-etch modunda, total-etch moduna göre daha ince bir HT ve kısa RT oluştutuğunu bildirmişlerdir (Takamizawa ve ark., 2019). Bizim SEM grntlerimizde de tüm gruplarda ince bir hibrit tabakası gözlenmiştir.

Bu çalışmada incelenen tüm adeziv gruplarında 6 aylık yaşlandırma sonrasında rezin-dentin arayüzlerinde kopmalar ve çatlaklar gözlenmiştir. Hibrit tabakanın en az yarısının nispeten zayıf olan hibritleşmiş smear tabakasından oluşması (Toida ve ark., 1995), rezin matrisindeki zayıf polimerize olan bölgeler (Breschi ve ark., 2008), polimerize olmuş bile olsa rezinin degradasyonu, adezivlerin dentin

yüzeyine yetersiz penetrasyonu sonucu açıkta kalan kollejenlerin degradasyonu hibrit tabakanın bozulmasına sebep olmuş olabilir (Pashley ve ark., 2004).

Marchesi arkadaşları yapmış oldukları bir in vitro çalışmada SEM analizinin bir sonucu olarak, iki adımlı ve tek adımlı self-etching adezivlerin 1 yıllık yaşlanmasının ardından nanosızıntıda bir artış gözlemlemişlerdir (Marchesi ve ark., 2013).

Kullandığımız tüm adeziv sistemlerin kron dentinine bağlanma dayanımı değerleri kök dentinininden daha yüksek bulunmuştur. Tüm adeziv sistemler için zamanla bağlanma dayanımı değeri düşmüş, kron dentininde düşme değeri kök dentinininden daha fazla bulunmuştur. Yine de bazı adeziv sistemlerin diğerlerine göre daha stabil kalan bağlanma dayanım değerleri basamak sayıları ile ilgili değil, kimyasal yapılarındaki farklılıkla ilgili olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Kullandığımız adeziv sistemlerin 24 saat sonra bağlanma dayanımı değerleri arasında hem kök hem kron için istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır.
2. 24 saat ve 6 ay sonra kullandığımız tüm adeziv sistemlerin kron dentinine bağlanma dayanımı değerleri kök dentinininden daha yüksek bulunmuştur.
3. Tüm adeziv sistemler için 6 ay yaşlandırmadan sonra bağlanma dayanımı stabilitesi kök dentininde kron dentininden daha yüksek bulunmuştur.
4. 6 ay yaşlandırmadan sonra hem kronda hem kökte en stabil ve en yüksek bağlanma dayanımı TBU, en düşük bağlanma dayanımı SBU grubunda gözlenmiştir ve bu iki bonding arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur.
5. 6 ay yaşlanmadan sonra bağlanma dayanımı değeri kök dentininde CSE, PBU ve TBU için, kron dentininde sadece TBU için stabil kalmıştır.

Adeziv ile diş dokusu arasındaki ilişki, restorasyonun başarılı bağlanma dayanımı için çok önemlidir. Dentin adeziv sistemleri günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve firmalar öncekilerden üstün olduğunu ileri sürdükleri farklı adeziv sistemleri piyasaya sürmeye devam etmektedir. Son yıllarda, bağlanma işlemini daha da basitleştirmek ve uygulama alanını genişletmek için 'üniversal' veya 'multi modlu' adeziv sistemleri geliştirilmiştir. Bu çalışmanın limitasyonları, çalışmada kullanılan tüm universal bonding ajanların sadece self-etch modunda uygulanması, 24 saat ve 6 ay yaşlandırmadan sonra hem kron dentin hemde kök dentinde makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesidir. Genel olarak adezivlerin kök dentine bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalara az ratlanmaktadır. Bu nedenle universal adezivlerin kök dentine bağlanma dayanım performansları üzerindeki etkisinin araştırılması için in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır. İleriki çalışmalarda, bu çalışmada kullanılan, universal bonding ajanların total-etch modunda kullanımı ve daha uzun dönem makaslama bağlanma dayanımına etkileri incelenmelidir.

7. KAYNAKLAR

- Abreu, A., Loza, M. A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., Looney, S. ve Rueggeberg, F. A., 2009, Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments, *The Journal of prosthetic dentistry*, 101 (2), 107-118.
- Adem, G., 2022, ADEZYON VE BONDİNG AJANLAR, *Sağlık Bilimlerinde*.
- Ahmed, M. H., De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Yoshihara, K. ve Van Meerbeek, B., 2019, Do universal adhesives benefit from an extra bonding layer?, *Journal of adhesive dentistry*, 21 (2), 117-132.
- Al-Salehi, S. ve Burke, F., 1997, Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence International*, 28 (11).
- Albers, H. F., 2002, Tooth-colored restoratives: principles and techniques, PMPH-USA, p.
- Alex, G., 2008, Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations, *Oral Health*, 98 (4), 109-119.
- Alex, G., 2015, Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry, *Compend Contin Educ Dent*, 36 (1), 15-26.
- Alharbi, A., Rocca, G. T., Dietschi, D. ve Krejci, I., 2014, Semidirect composite onlay with cavity sealing: a review of clinical procedures, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26 (2), 97-106.
- Altay, N. ve Akça, T., 2002, Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi, *HÜ Diş Hek Fak Derg*, 26, 32-38.
- Andia-Merlin, R., Garone-Netto, N. ve Arana-Chavez, V. E., 2001, SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin, *Operative Dentistry*, 26 (5), 440-444.
- Aquilino, S. ve Williams, V., 1987, The effect of storage solutions and mounting media on the bond strenghts of a dentinal adhesive to dentin, *Dental materials*, 3 (3), 131-134.
- Armstrong, S., Keller, J. ve Boyer, D., 2001, The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin, *Dental materials*, 17 (3), 268-276.
- Asmussen, E. ve Peutzfeldt, A., 2005, Resin composites: strength of the bond to dentin versus surface energy parameters, *Dental materials*, 21 (11), 1039-1043.
- Association, A. D., 1987, Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Dentin bonding systems: an update, *J Am Dent Assoc*, 114, 91-95.
- Aw, T. C., Lepe, X., Johnson, G. H. ve Mancl, L., 2004, One-year clinical evaluation of an ethanol-based and a solvent-free dentin adhesive, *American journal of dentistry*, 17 (6), 451-456.
- Bacelar-Sá, R., Giannini, M., Ambrosano, G. M. B. ve Bedran-Russo, A. K., 2017, Dentin sealing and bond strength evaluation of hema-free and multi-mode adhesives to biomodified dentin, *Brazilian Dental Journal*, 28, 731-737.
- Banting, D., Ellen, R. ve Fillery, E., 1985, Clinical science a longitudinal study of root caries: baseline and incidence data, *Journal of dental research*, 64 (9), 1141-1144.
- Baracco, B., Fuentes, M., Garrido, M. A., Gonzalez-Lopez, S. ve Ceballos, L., 2013, ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003, *Odontology*, 101 (2), 177-185.
- Barkmeier, W. ve Cooley, R., 1992, Laboratory evaluation of adhesive systems, *Operative Dentistry*, 50-61.
- Barutçigil, Ç., Barutçigil, K., Kürklü, D. ve HARORLI, O. T., 2013, Güncel dentin bağlayıcı ajanların ve uygulama yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması, *Annals of Health Sciences Research*, 2 (2), 1-6.

- BARUTCİGİL, Ç., KÜRKÜ, D. ve ARSLAN, H., 2013, Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine üniversal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23 (3), 324-330.
- Başaran, G., Özer, T. ve Devecioğlu Kama, J., 2009, Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching, *The European Journal of Orthodontics*, 31 (3), 271-275.
- Bouillaguet, S., Virgillito, M., Wataha, J., Ciucchi, B. ve Holz, J., 1998, The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro, *Journal of oral rehabilitation*, 25 (1), 45-51.
- Bouillaguet, S., Gysi, P., Wataha, J., Ciucchi, B., Cattani, M., Godin, C. ve Meyer, J., 2001, Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems, *Journal of dentistry*, 29 (1), 55-61.
- Bouillaguet, S., Troesch, S., Wataha, J. C., Krejci, I., Meyer, J.-M. ve Pashley, D. H., 2003, Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin, *Dental materials*, 19 (3), 199-205.
- Bowen, R., 1965, Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer, *Journal of dental research*, 44 (5), 895-902.
- Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C. ve Xavier, T. A., 2010, Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods, *Dental materials*, 26 (2), e38-e49.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R. ve Dorigo, E. D. S., 2008, Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface, *Dental materials*, 24 (1), 90-101.
- Broome, J., Duke, E. ve Norling, B., 1985, Shear bond strengths of composite resin with three dentin adhesives, *J Dent Res*, 64, 244.
- Buonocore, M., Wileman, W. ve Brudevold, F., 1956, A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces, *Journal of dental research*, 35 (6), 846-851.
- Buonocore, M. G., 1955, A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *Journal of dental research*, 34 (6), 849-853.
- Burke, F., Hussain, A., Nolan, L. ve Fleming, G., 2008, Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength, *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 16 (4), 158-165.
- Burrow, M. F., Satoh, M. ve Tagami, J., 1996, Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming, *Dental materials*, 12 (5-6), 302-307.
- ÇAM, M. ve BAĞIŞ, Y., 2018, Matriks Metalloproteinaz İnhibitörleri Ve Adezyondaki Önemi, *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45 (3), 191-199.
- Cardoso, P. d. C., Loguercio, A. D., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N. ve Reis, A., 2005, Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths, *Journal of adhesive dentistry*, 7 (2).
- Cardoso, P. E., Braga, R. R. ve Carrilho, M. R., 1998, Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dental materials*, 14 (6), 394-398.
- Carrilho, E., Cardoso, M., Marques Ferreira, M., Marto, C. M., Paula, A. ve Coelho, A. S., 2019, 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review, *Materials*, 12 (5), 790.
- Carvalho, R. M., Mendonca, J., Santiago, S., Silveira, R., Garcia, F., Tay, F. ve Pashley, D. H., 2003, Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin, *Journal of dental research*, 82 (8), 597-601.
- Cavalcanti, A. N., Mitsui, F. H. O., Ambrosano, G. M. B., Mathias, P. ve Marchi, G. M., 2008, Dentin bonding on different walls of a class II preparation, *Journal of adhesive dentistry*, 10 (1).

- Cavalcanti, A. N., Mitsui, F. H., Lima, A. d., Mathias, P. ve Marchi, G. M., 2010, Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations, *J Adhes Dent*, 12 (3), 183-188.
- Cetin, A. ve Dinc, H., 2020, Effects of artificial aging on the bond strengths of universal dental adhesives, *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23 (8), 1148-1154.
- Chen, C., Niu, L.-N., Xie, H., Zhang, Z.-Y., Zhou, L.-Q., Jiao, K., Chen, J.-H., Pashley, D. H. ve Tay, F., 2015, Bonding of universal adhesives to dentine—old wine in new bottles?, *Journal of dentistry*, 43 (5), 525-536.
- Chen, W.-P., Chen, Y.-Y., Huang, S.-H. ve Lin, C.-P., 2013, Limitations of push-out test in bond strength measurement, *Journal of endodontics*, 39 (2), 283-287.
- Chevalier, J., Cales, B. ve Drouin, J. M., 1999, Low-temperature aging of Y-TZP ceramics, *Journal of the American Ceramic Society*, 82 (8), 2150-2154.
- Choudhary, K. ve Nandlal, B., 2015, Comparative evaluation of shear bond strength of nano-hydroxyapatite incorporated glass ionomer cement and conventional glass ionomer cement on dense synthetic hydroxyapatite disk: An in vitro study, *Indian Journal of Dental Research*, 26 (2), 170.
- Chu, C.-Y., Kuo, T.-C., Chang, S.-F., Shyu, Y.-C. ve Lin, C.-P., 2010, Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study, *Journal of Dental Sciences*, 5 (1), 14-20.
- Condon, J. R. ve Ferracane, J. L., 2002, Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles, *Biomaterials*, 23 (18), 3807-3815.
- Cuevas-Suarez, C. E., de Oliveira da Rosa, W. L., Lund, R. G., da Silva, A. F. ve Piva, E., 2019, Bonding performance of universal adhesives: an updated systematic review and meta-analysis, *Journal of adhesive dentistry*, 21 (1).
- Da Rosa, W. L. D. O., Piva, E. ve da Silva, A. F., 2015, Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis, *Journal of dentistry*, 43 (7), 765-776.
- Da Silva, D., Ceballos, L. ve Fuentes, M.-V., 2021, Influence of the adhesive strategy in the sealing ability of resin composite inlays after deep margin elevation, *Journal of clinical and experimental dentistry*, 13 (9), e886.
- Dal-Bianco, K., Pellizzaro, A., Patzlaft, R., de Oliveira Bauer, J. R., Loguercio, A. D. ve Reis, A., 2006, Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin–dentin bond strength, *Dental materials*, 22 (12), 1150-1156.
- Dayangaç, B., 2000, Kompozit rezin restorasyonlar, Güneş Kitabevi, p.
- de Almeida Basílio, M., Cardoso, K. V., Antonio, S. G., Rizkalla, A. S., Junior, G. C. S. ve Arioli Filho, J. N., 2016, Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments, *The Journal of prosthetic dentistry*, 116 (2), 277-285.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K. ve Lambrechts, P., 2004, Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin (vol 112, pg 73, 2004), *European journal of oral sciences*, 112 (2), 205-205.
- De Munck, J., Vargas, M., Iracki, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2005a, One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin, *Oper dent*, 30 (1), 39-49.
- De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A. ve Van Meerbeek, B., 2009, Testing bond strength, a review of the literature, *Academy of Dental Materials, Proceedings 2009*.
- De Munck, J. d., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve Van Meerbeek, B., 2005b, A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results, *Journal of dental research*, 84 (2), 118-132.

- Devatha, A. B., Lakshmi, M. N., Kumar, N. B., Erukala, S., Valluri, R. ve Ealla, K. K. R., 2019, A comparative study of shear bond strength of direct bonding system with and without a liquid primer: An in vitro study, *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11 (Suppl 3), S515.
- Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J. ve Fantozzi, G., 2005, A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72 (2), 239-245.
- DOKUMACIGİL, G., ATALI, P. ve TOPBAŞI, B., 2020, Effects of different solvents on the shear bond strength of a nano additive composite, *European Journal of Research in Dentistry*, 4 (1), 12-17.
- Draughn, R. A., 1979, Compressive fatigue limits of composite restorative materials, *Journal of dental research*, 58 (3), 1093-1096.
- Elbek, Ç. ve Sabah, E., 2001, Dişhekimiğinde florid uygulamaları-II, *Topikal flüor uygulamaları. A Ü Diş Hek Fak Derg*, 28 (2), 233-238.
- Elif, Y., YILDIZELİ, D., SAYINER, Z. ve Erdem, A., 2017, İki farklı teknikle uygulanan üniversal bağlayıcı ajanların dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi, *Acta Odontologica Turcica*, 34 (3), 91-97.
- Endodonti, A. T., 2000, Barış Yayınları, Fakülteler Kitapevi, Ankara.
- Eren, D., 2006, Farklı adeziv sistemlerin ve kompozit rezinlerin birbirleri arasında değiştirilerek kullanılmasının mikro-makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı yönünden incelenmesi.
- Ergücü, Z., Türkün, L. Ş., Türkün, M. ve Özata, F., 2012, Amalgam ve rezin kompozit kombine restorasyonların bağlanma direncinin incelenmesi, *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29 (3), 147-155.
- Erhardt, M. C. G., Toledano, M., Osorio, R. ve Pimenta, L. A., 2008, Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure, *Dental materials*, 24 (6), 786-798.
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W. ve Latta, M. A., 2009, The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems, *Dental materials*, 25 (11), 1459-1467.
- Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2008, Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs, *Dental materials*, 24 (7), 978-985.
- Ermis, R. B., Ugurlu, M., Ahmed, M. H. ve Van Meerbeek, B., 2019, Universal adhesives benefit from an extra hydrophobic adhesive layer when light cured beforehand, *J Adhes Dent*, 21 (2), 179-188.
- Fabiantelli, A., Vichi, A., Kugel, G. ve Ferrari, M., 2000, Influence of self-etching-priming bonding systems on sealing ability of class II restorations: Leakage sem evaluation, *Journal of dental research*, 182-182.
- Featherstone, J. ve Mellberg, J., 1981, Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel, *Caries Research*, 15 (1), 109-114.
- Federlin, M., Thonemann, B. ve Schmalz, G., 2000, Inserts–megafillers in composite restorations: a literature review, *Clinical oral investigations*, 4 (1), 1-8.
- Feitosa, V. P., Sauro, S., Ogliari, F. A., Stansbury, J. W., Carpenter, G. H., Watson, T. F., Sinhoreti, M. A. ve Correr, A. B., 2014, The role of spacer carbon chain in acidic functional monomers on the physicochemical properties of self-etch dental adhesives, *Journal of dentistry*, 42 (5), 565-574.

- Ferracane, J., Berge, H. ve Condon, J., 1998, In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling, *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 42 (3), 465-472.
- Fogel, H., Marshall, F. ve Pashley, D. H., 1988, Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin, *Journal of dental research*, 67 (11), 1381-1385.
- Frankenberger, R., Kramer, N. ve Petschelt, A., 2000, Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation, *Operative Dentistry*, 25 (4), 324-330.
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M. ve Taschner, M., 2008, Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch?, *Journal of adhesive dentistry*, 10 (5).
- Fujiwara, S., Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Imai, A., Watanabe, H., Erickson, R. L., Latta, M. A., Nakatsuka, T. ve Miyazaki, M., 2018, Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 77, 501-509.
- Fukushima, T., Inoue, Y., Miyazaki, K. ve Itoh, T., 2001, Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years, *Journal of dentistry*, 29 (3), 227-234.
- Gale, M. ve Darvell, B., 1999, Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of dentistry*, 27 (2), 89-99.
- Garberoglio, R. ve Brännström, M., 1976, Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules, *Archives of Oral Biology*, 21 (6), 355-362.
- García-Godoy, F. ve Donly, K. J., 2002, Dentin/enamel adhesives in pediatric dentistry, *Pediatric dentistry*, 24 (5), 462-464.
- Gaston, B. A., West, L. A., Liewehr, F. R., Fernandes, C. ve Pashley, D. H., 2001, Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces, *Journal of endodontics*, 27 (5), 321-324.
- Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bambi, C. ve Grandini, R., 2006, A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations, *J Contemp Dent Pract*, 7 (4), 79-88.
- Giannini, M., MARCELINO, C. A., FIGUEIREDO, A. ve FREIRE, L. A., 2003, Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15 (1), 43-49.
- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T. ve Tagami, J., 2015, Self-etch adhesive systems: a literature review, *Brazilian Dental Journal*, 26, 3-10.
- Greig, V., 2012, Craig's restorative dental materials, *British Dental Journal*, 213 (2), 90-90.
- Guan, G., Takano-Yamamoto, T., Miyamoto, M., Hattori, T., Ishikawa, K. ve Suzuki, K., 2000, Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117 (4), 438-443.
- Gwinnett, A., 1971, Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents, *Archives of Oral Biology*, 16 (7), 731-IN715.
- Gwinnett, A., 1992, Structure and composition of enamel, *Operative Dentistry*, 10-17.
- Gwinnett, A., Tay, F. ve Wei, S., 1996, Bridging the gap between the overdry and overwet bonding phenomenon-optimization of dentin hybridization and tubular seal, *Dentin/pulp complex. Tokyo, Quintessence*, 359-363.

- Hanabusa, M., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Okihara, T., Yamamoto, T., Momoi, Y. ve Van Meerbeek, B., 2016, Interference of functional monomers with polymerization efficiency of adhesives, *European journal of oral sciences*, 124 (2), 204-209.
- Hannas, A. R., Pereira, J. C., Granjeiro, J. M. ve Tjäderhane, L., 2007, The role of matrix metalloproteinases in the oral environment, *Acta Odontologica Scandinavica*, 65 (1), 1-13.
- Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H. ve Oguchi, H., 2000, In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years, *Journal of dental research*, 79 (6), 1385-1391.
- Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Kaga, M. ve Oguchi, H., 2003, In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy, *Biomaterials*, 24 (21), 3795-3803.
- Hashimoto, M., Ito, S., Tay, F., Svizero, N., Sano, H., Kaga, M. ve Pashley, D. H., 2004, Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding, *Journal of dental research*, 83 (11), 843-848.
- Hashimoto, M., 2010, A Review—Micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 92 (1), 268-280.
- Ibsen, R., Ouellet, D. ve Strassler, H., 1989, Clinically successful dentin and enamel bonding, *American journal of dentistry*, 2, 125-131.
- Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S. ve Van Meerbeek, B., 2014, Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics, *Journal of dental research*, 93 (4), 329-334.
- Ito, S., Tay, F. R., Hashimoto, M., Yoshiyama, M., Saito, T., Brackett, W. W., Waller, J. L. ve Pashley, D. H., 2005, Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding, *Journal of adhesive dentistry*, 7 (2).
- Iwai, H., Fujita, K., Iwai, H., Ikemi, T., Goto, H., Aida, M. ve Nishiyama, N., 2013, Development of MDP-based one-step self-etch adhesive—Effect of additional 4-META on bonding performance—, *Dental materials journal*, 32 (1), 1-9.
- Jang, K., Chung, D., Shin, D. ve Garcia-Godoy, F., 2001, Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations, *Operative Dentistry*, 26 (6), 603-608.
- Jayasheel, A., Niranjana, N., Pamidi, H. ve Suryakanth, M. B., 2017, Comparative evaluation of shear bond strength of universal dental adhesives-an in vitro study, *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9 (7), e892.
- Kaczor, K., Gerula-Szymańska, A., Smektała, T., Safranow, K., Lewusz, K. ve Nowicka, A., 2018, Effects of different etching modes on the nanoleakage of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30 (4), 287-298.
- Kanca 3rd, J., 1996, Wet bonding: Effect of drying time and distance, *American journal of dentistry*, 9 (6), 273-276.
- Kanca III, J., 1991, A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner, *Quintessence International*, 22 (4).
- Kanca III, J., 1992, Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to enamel, *Quintessence International*, 23 (9).
- Kansal, R., Rani, S., Kumar, M., Kumar, S. ve Issar, G., 2018, Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (RelyX ultimate and RelyX U200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling, *Contemporary clinical dentistry*, 9 (4), 601.

- Karaman, E., Tuncer, D., Karahan, S. ve Ertan, A., 2015, Farklı adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı: in vitro çalışma, *Acta Odontologica Turcica*, 32 (3), 112-115.
- KARAMI, N. M., JAVADINEZHAD, S. ve Homayonzadeh, M., 2010, Sealant Microleakage in saliva-contaminated enamel: Comparison between three adhesive systems.
- Kasraei, S., Atai, M., Khamverdi, Z. ve Nejad, S. K., 2009, The effect of nanofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin, *Frontiers in Dentistry*, 36-41.
- Kenshima, S., Francci, C., Reis, A., Loguercio, A. D. ve Rodrigues Filho, L. E., 2006, Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer, *Journal of dentistry*, 34 (10), 775-783.
- Kikushima, D., Shimada, Y., Foxton, R. M. ve Tagami, J., 2005, Micro-shear bond strength of adhesive systems to cementum, *American journal of dentistry*, 18 (5), 364-368.
- KİREMİTÇİ, A. ve ALTINCI, P., 2008, Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler Bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği, *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. (Clinical Dentistry and Research)*, 32 (4), 33-48.
- Kitasako, Y., Burrow, M., Nikaido, T. ve Tagami, J., 2000, The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement, *Dental materials*, 16 (1), 1-6.
- Korkmaz, Y., Gurgan, S., Firat, E. ve Nathanson, D., 2010, Effect of adhesives and thermocycling on the shear bond strength of a nano-composite to coronal and root dentin, *Operative Dentistry*, 35 (5), 522-529.
- Koshiro, K., Sidhu, S. K., Inoue, S., Ikeda, T. ve Sano, H., 2006, New concept of resin-dentin interfacial adhesion: The nanointeraction zone, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 77 (2), 401-408.
- Kramer, P. F., Zelante, F. ve Lorenzetti Simionato, M., 1993, The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth, *Pediatric dentistry*, 15, 108-108.
- Krejci, I., Häusler, T., Sägesser, D. ve Lutz, F., 1994, New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid, *Dental materials*, 10 (5), 331-335.
- Kugel, G. ve Ferrari, M., 2000, The science of bonding: from first to sixth generation, *The Journal of the American Dental Association*, 131, 20S-25S.
- Kurokawa, H., Takamizawa, T., Rikuta, A., Tsubota, K. ve Miyazaki, M., 2015, Three-year clinical evaluation of posterior composite restorations placed with a single-step self-etch adhesive, *Journal of Oral Science*, 57 (2), 101-108.
- Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Perdigão, J. ve Vanherle, G., 2000, Adhesives: Do's and don'ts, *Symposium on Adhesion: the Silent Revolution in Dentistry, Date: 1999/05/07-1999/05/08, Location: PARIS, FRANCE*, 45-60.
- Lee, J. J., Nettey-Marbell, A., Cook Jr, A., Pimenta, L. A., Leonard, R. ve Ritter, A. V., 2007, Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths, *The Journal of the American Dental Association*, 138 (12), 1599-1603.
- Leinfelder, K. F., 2001, Dentin adhesives for the twenty-first century, *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 1-6.
- Leinfelder, K. F. ve Terry, D. A., 2006, Indirect composite resin systems: A clinical material review, *Inside Dentistry, Texas*, 2 (9), 1-8.
- Loguercio, A. D., Loeblein, F., Cherobin, T., Ogliari, F., Piva, E. ve Reis, A., 2009, Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin, *Journal of adhesive dentistry*, 11 (3).

- Lopes, G. C., Vieira, L., Monteiro, S., de Andrada, M. C. ve Baratieri, C. M., 2003, Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 28 (4), 429-439.
- Lopes, G. C., Cardoso, P. C., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., Rampinelli, K. ve Costa, G., 2006, Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems, *Brazilian Dental Journal*, 17, 39-43.
- Lughi, V. ve Sergo, V., 2010, Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry, *Dental materials*, 26 (8), 807-820.
- Magne, P., Dietschi, D. ve Holz, J., 1996, Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 16 (2).
- Magne, P., 2006, Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era?, *CDA J*, 34, 135-147.
- Mani, S., Shah, D. D., Manwar, N. ve Malde, R., 2016, Comparing Shear Bond Strength of Two Step vs One Step Bonding Agents on Ground Enamel and Dentin: An in vitro Study, *International Journal of Experimental Dental Science*, 3 (1), 1-3.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolosà, M., Turco, G., Salgarello, S., Di Lenarda, R., Cadenaro, M. ve Breschi, L., 2013, Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems, *European journal of oral sciences*, 121 (1), 43-49.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosa, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F. ve Breschi, L., 2014, Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study, *Journal of dentistry*, 42 (5), 603-612.
- Marshall Jr, G. W., 1993, Dentin: microstructure and characterization, *Quintessence International*, 24 (9).
- Marshall Jr, G. W., Marshall, S. J., Kinney, J. H. ve Balooch, M., 1997, The dentin substrate: structure and properties related to bonding, *Journal of dentistry*, 25 (6), 441-458.
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P. ve Marshall, G. W., 2010, A review of adhesion science, *Dental materials*, 26 (2), e11-e16.
- Mason, P., Ferrari, M., Cagidiaco, M. ve Davidson, C., 1996, Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro, *Journal of dentistry*, 24 (3), 217-222.
- Meerbeek, B. V., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y. ve Peumans, M., 2020, From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology, *Journal of adhesive dentistry*, 22 (1).
- Michaud, P.-L. ve Brown, M., 2018, Effect of universal adhesive etching modes on bond strength to dual-polymerizing composite resins, *The Journal of prosthetic dentistry*, 119 (4), 657-662.
- Mitchem, J., Terkla, L. ve Gronas, D., 1988, Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions, *Dental materials*, 4 (6), 351-353.
- Miyazaki, M., Ando, S., Hinoura, K., Onose, H. ve Moore, B. K., 1995, Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin, *Dental materials*, 11 (4), 234-238.
- Mjor, I. ve Gordan, V., 2002, Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations, *Operative Dentistry*, 27 (5), 528-534.
- Mjor, I., Shen, C., Eliasson, S. ve Richter, S., 2002, Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland, *Operative Dentistry*, 27 (2), 117-123.
- Moll, K., Fritzenschaft, A. ve Haller, B., 2004, In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator, *Quintessence International*, 35 (10).
- Moszner, N., Salz, U. ve Zimmermann, J., 2005, Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review, *Dental materials*, 21 (10), 895-910.
- Muniz, L. ve Mathias, P., 2005, The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 30 (4), 533.

- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D. ve Bombarda, N. H. C., 2013, Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine, *Journal of dentistry*, 41 (5), 404-411.
- Nagarkar, S., Theis-Mahon, N. ve Perdigão, J., 2019, Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107 (6), 2121-2131.
- Nair, M., Paul, J., Kumar, S., Chakravarthy, Y. ve Krishna, V., 2014, Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth and seventh generation bonding agents: An In-Vitro study, *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17 (1), 27.
- Nakabayashi, N., Kojima, K. ve Masuhara, E., 1982, The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates, *Journal of biomedical materials research*, 16 (3), 265-273.
- Nakabayashi, N., 1998, Hybridization of dental hard tissues, *The quality of hybridized dentin*.
- Nakabayashi, N. ve Pashley, D., 1998a, Hybridization of dental hard tissues: Quintessence Pub, Co., Tokyo.
- Nakabayashi, N. ve Pashley, D., 1998b, Evaluation of dentin-rezin bonding In "Hybridization of dental hard tissues" 1-20, Quintessence Publishing Co, Ltd, Tokyo.
- Nakajima, M., 1991, A study on bonding to dentin in various teeth and sites, *Jpn J Conserv Dent*, 34, 266-274.
- Nakajima, M., Sano, H., Zheng, L., Tagami, J. ve Pashley, D. H., 1999, Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus, *Journal of dental research*, 78 (7), 1298-1303.
- Nanci, A., 2003, Dentin-pulp complex, *Ten Cate's oral histology development, structure, and function*, 192-239.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C., Hickel, R. ve Tagami, J., 2002, Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin, *Dental materials*, 18 (3), 269-275.
- Nishiyama, N., Tay, F., Fujita, K., Pashley, D. H., Ikemura, K., Hiraishi, N. ve King, N., 2006, Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer—correlation of ¹³C NMR and TEM findings, *Journal of dental research*, 85 (5), 422-426.
- Oilo, G., 1993, Bond strength testing--what does it mean?, *International dental journal*, 43 (5), 492-498.
- Ozer, F., Sher, M., Daneshmehr, L., Karabekiroglu, S., Sinmazisik, G., Unlu, N. ve Blatz, M. B., 2016, The Effect of Decalcified Root Surfaces on Dentinal Bond Strength, *The Journal of Adhesion*, 92 (6), 469-484.
- Papadogiannis, D., Dimitriadi, M., Zafiropoulou, M., Gaintantzopoulou, M.-D. ve Eliades, G., 2019, Universal adhesives: setting characteristics and reactivity with dentin, *Materials*, 12 (10), 1720.
- Pashley, D. H., Livingston, M. ve Greenhill, J., 1978, Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro, *Archives of Oral Biology*, 23 (9), 807-810.
- Pashley, D. H., 1990, Clinical considerations of microleakage, *Journal of endodontics*, 16 (2), 70-77.
- Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H. ve Horner, J. A., 1993, Permeability of dentin to adhesive agents, *Quintessence International*, 24 (9).
- Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R. M., 1995, Adhesion testing of dentin bonding agents: a review, *Dental materials*, 11 (2), 117-125.
- Pashley, D. H. ve Carvalho, R., 1997, Dentine permeability and dentine adhesion, *Journal of dentistry*, 25 (5), 355-372.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C. A. ve Tay, F., 1999, The microtensile bond test: a review, *Journal of adhesive dentistry*, 1 (4).

- Pashley, D. H. ve Tay, F. R., 2001, Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel, *Dental materials*, 17 (5), 430-444.
- Pashley, D. H., Tay, F., Yiu, C., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. ve Ito, S., 2004, Collagen degradation by host-derived enzymes during aging, *Journal of dental research*, 83 (3), 216-221.
- Pashley, E. L., Agee, K. A., Pashley, D. H. ve Tay, F. R., 2002, Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding, *Journal of dentistry*, 30 (2-3), 83-90.
- Paulson, L., Ballal, N. V. ve Bhagat, A., 2018, Effect of root dentin conditioning on the pushout bond strength of biodentine, *Journal of endodontics*, 44 (7), 1186-1190.
- Pazinatto, F. B., Campos, B. B., Costa, L. C. ve Atta, M. T., 2003, Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations, *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 17, 337-341.
- Perdigao, J., Geraldeli, S. ve Hodges, J. S., 2003, Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity, *The Journal of the American Dental Association*, 134 (12), 1621-1629.
- Perdigao, J., Gomes, G., Gondo, R. ve Fundingsland, J. W., 2006, In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths, *Journal of adhesive dentistry*, 8 (6), 367.
- Perdigao, J., Swift, E. ve Walter, R., 2014, Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion, *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 114-140.
- Perdigão, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Tomé, Â. R., Vanherle, G. ve Lopes, A. B., 1996, Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin, *Dental materials*, 12 (4), 262-271.
- Perdigão, J., 2002, Dentin bonding as a function of dentin structure, *Dental Clinics*, 46 (2), 277-301.
- Perdigão, J., 2010, Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment, *Dental materials*, 26 (2), e24-e37.
- Perdigão, J. ve Loguercio, A. D., 2014, Universal or multi-mode adhesives: why and how?, *The journal of adhesive dentistry*, 16 (2), 193-194.
- Perdigão, J., Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I. V., Staichak, R., Reis, A. ve Loguercio, A. D., 2014, Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat, *Operative Dentistry*, 39 (5), 489-499.
- Perdigão, J., 2020, Current perspectives on dental adhesion:(1) Dentin adhesion—not there yet, *Japanese Dental Science Review*, 56 (1), 190-207.
- Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2005, Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials, *Dental materials*, 21 (9), 864-881.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2010, Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching, *Dental materials*, 26 (12), 1176-1184.
- Phillips, R. W., 1991, Science of dental materials, WB saunders, p.
- Rafael, C. F., Cesar, P. F., Fredel, M., de Souza Magini, R., Liebermann, A. ve Volpato, C. A. M., 2018, Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging, *The Journal of prosthetic dentistry*, 120 (2), 276-281.
- Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J. ve Lemons, J. E., 1996, An introduction to materials in medicine, *Biomaterials Science*, 484.
- Ravald, N., Hamp, S. E. ve Birkhed, D., 1986, Long-term evaluation of root surface caries in periodontally treated patients, *Journal of clinical periodontology*, 13 (8), 758-767.

- Reis, A., Grandi, V., Carlotto, L., Bortoli, G., Patzlaff, R., Accorinte, M. d. L. R. ve Loguercio, A. D., 2005, Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin, *Journal of dentistry*, 33 (7), 549-559.
- Reis, A., Pellizzaro, A., Dal-Bianco, K., Gomes, O., Patzlaff, R. ve Loguercio, A. D., 2007a, Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths, *Operative Dentistry*, 32 (4), 380-387.
- Reis, A. F., Giannini, M., Kavaguchi, A., Soares, C. J. ve Line, S. R., 2004, Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth, *JOURNAL OF ADHESIVE DENTISTRY*, 6, 117-122.
- Reis, A. F., Giannini, M. ve Pereira, P. N., 2007b, Influence of water-storage time on the sorption and solubility behavior of current adhesives and primer/adhesive mixtures, *Operative Dentistry*, 32 (1), 53-59.
- Retief, D., Busscher, H., De Boer, P., Jongebloed, W. ve Arends, J., 1986, A laboratory evaluation of three etching solutions, *Dental materials*, 2 (5), 202-206.
- Roberson, T., Heymann, H. O. ve Swift Jr, E. J., 2006, Sturdevant's art and science of operative dentistry, Elsevier Health Sciences, p.
- Rueggeberg, F., 1991, Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices, *Dental materials*, 7 (1), 2-10.
- Ruse, N., Shew, R. ve Feduik, D., 1995, In vitro fatigue testing of a dental bonding system on enamel, *Journal of biomedical materials research*, 29 (3), 411-415.
- Salz, U. ve Bock, T., 2010, Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review, *Journal of adhesive dentistry*, 12 (5).
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve Pashley, D. H., 1994, Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test, *Dental materials*, 10 (4), 236-240.
- Sano, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Horner, J., Matthews, W. ve Pashley, D. H., 1995, Nanoleakage: leakage within the hybrid layer, *Operative Dentistry*, 20 (1), 18-25.
- Santerre, J., Shajii, L. ve Leung, B., 2001, Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12 (2), 136-151.
- Santini, A. ve Miletic, V., 2008, Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM, *Journal of dentistry*, 36 (9), 683-691.
- Sartori, N., Peruchi, L. D., Phark, J.-H., Lopes, M. M., Araújo, É., Vieira, L. C., Belli, R. ve Duarte Jr, S., 2015, Permeation of intrinsic water into ethanol-and water-saturated, monomer-infiltrated dentin bond interfaces, *Dental materials*, 31 (11), 1385-1395.
- Say, E., Karakaya, S., Soyman, M., Özer, F. ve Tagami, J., 2003, Self-etch sistemler ile hibridizasyon; SEM çalışması, *Hacettepe Diğ Hek Fak Derg*, 27, 7-11.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F. ve Swain, M. V., 2010, Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review, *Dental materials*, 26 (2), e78-e93.
- Schwartz, R. S., Summitt, J. B. ve Robbins, J. W., 1996, Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Quintessence Publishing Company, p.
- Senawongse, P., Harnirattisai, C., Shimada, Y. ve Tagami, J., 2004, Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*, 29 (2), 196-202.

- ŞENGÜN, A., YALÇIN, M. ve KOCABAŞOĞLU, D. A., 2009, YEDİNCİ JENERASYON ADEZİV SİSTEMLERİNİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009 (3), 156-160.
- Shenoy, A., 2008, Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review, *Journal of conservative dentistry: JCD*, 11 (3), 99.
- Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M. F., Nakaoki, Y. ve Tagami, J., 2002, Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel, *Operative Dentistry*, 27 (4), 403-409.
- Shirai, K., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Lambrechts, P., Suzuki, K., Shintani, H. ve Van Meerbeek, B., 2005, Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin, *Dental materials*, 21 (2), 110-124.
- Sideridou, I. D., Karabela, M. M. ve Bikiaris, D. N., 2007, Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water, *Dental materials*, 23 (9), 1142-1149.
- Sideridou, I. D., Karabela, M. M. ve Vouvoudi, E. C., 2008, Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol, *Dental materials*, 24 (8), 1131-1136.
- Simonsen, R. ve Neal, R., 2011, A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants, *Australian dental journal*, 56, 45-58.
- Şirinsükan, Ö. Ü. N., Batu, U. D. Z. ve Can, E., 2022, Ünlversal adezivlerin dentine mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının değlerlendirilmesi, *7tepe Klinik Dergisi*, 18 (1), 37-43.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y. ve Ravikumar, P., 2014, Validity of bond strength tests: A critical review-Part II, *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17 (5), 420.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U. ve Migliau, G., 2017, Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type, *Annali di stomatologia*, 8 (1), 1.
- Spencer, P. ve Wang, Y., 2002, Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions, *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 62 (3), 447-456.
- Steele, J. G., 1998, National Diet and Nutrition Survey: people aged 65 years and over, *Report of the oral health survey*.
- Strobel, W., Petschelt, A., Kemmoona, M. ve Frankenberger, R., 2005, Ceramic inserts do not generally improve resin composite margins, *Journal of oral rehabilitation*, 32 (8), 606-613.
- Summitt, J. B., 2006, Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Quintessence Publishing Company, p.
- Sundfeld, R. H., Valentino, T. A., de Alexandre, R. S., Briso, A. L. F. ve Sundefeld, M. L. M. M., 2005, Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin, *Journal of dentistry*, 33 (8), 675-681.
- Suppa, P., Breschi, L., Ruggeri, A., Mazzotti, G., Prati, C., Chersoni, S., Di Lenarda, R., Pashley, D. H. ve Tay, F. R., 2005, Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 73 (1), 7-14.
- Swift, E. J., Perdigão, J. ve Heymann, H. O., 1995, Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995, *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*-, 26, 95-95.
- Swift, E. J., 2002, Dentin/enamel adhesives: review of the literature, *Pediatric dentistry*, 24 (5), 456-461.

- Swift Jr, E. J., 1998, Literature Review Bonding systems for restorative materials-a comprehensive review, *Pediatric dentistry*, 20 (2).
- Tagami, J., Hosoda, H., Burrow, M. ve Nakajima, M., 1992, Effect of aging and caries on dentin permeability, *Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia*, 88, 149-154.
- Takahashi, A., Inoue, S., Kawamoto, C., Ominato, R., Tanaka, T., Sato, Y., Pereira, P. N. ve Sano, H., 2002, In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems, *Journal of adhesive dentistry*, 4 (2).
- Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M. ve Tagami, J., 2011, Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives, *Journal of dentistry*, 39 (7), 506-512.
- Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Sai, K., Tsujimoto, A., Imai, A., Erickson, R. L., Latta, M. A. ve Miyazaki, M., 2018, Influence of different smear layers on bond durability of self-etch adhesives, *Dental materials*, 34 (2), 246-259.
- Takamizawa, T., Imai, A., Hirokane, E., Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Erickson, R. L., Latta, M. A. ve Miyazaki, M., 2019, SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives, *Dental materials*, 35 (12), 1791-1804.
- Takemori, T., Chigira, H., Itoh, K., Hisamitsu, H. ve Wakumoto, S., 1993, Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin, *Dental materials*, 9 (2), 136-138.
- Tao, L., Pashley, D. H. ve Boyd, L., 1988, Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths, *Dental materials*, 4 (4), 208-216.
- Taschner, M., Kümmerling, M., Lohbauer, U., Breschi, L., Petschelt, A. ve Frankenberger, R., 2014, Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives, *Operative Dentistry*, 39 (4), 416-426.
- Tay, F., Gwinnett, A., Pang, K. ve Wei, S., 1994, Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo, *Journal of dental research*, 73 (3), 629-636.
- Tay, F. R. ve Pashley, D. H., 2001, Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers, *Dental materials*, 17 (4), 296-308.
- Tay, F. R. ve Wei, S. H., 2001, Indirect Posterior Restorations Using a New Chairside Microhybrid Resin Composite System, *Journal of adhesive dentistry*, 3 (1).
- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M. ve Itthagarun, A., 2002, Single-step adhesives are permeable membranes, *Journal of dentistry*, 30 (7-8), 371-382.
- Tay, F. R. ve Pashley, D. H., 2003, Have dentin adhesives become too hydrophilic?, *Journal-Canadian Dental Association*, 69 (11), 726-732.
- Tay, F. R. ve Pashley, D. H., 2004, Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review, *Journal of dentistry*, 32 (3), 173-196.
- Toida, T., Watanabe, A. ve NAKABAYASHI, N., 1995, Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur, *J Jpn.*
- Tsujimoto, A., Shimatani, Y., Nojiri, K., Barkmeier, W. W., Markham, M. D., Takamizawa, T., Latta, M. A. ve Miyazaki, M., 2019, Influence of surface wetness on bonding effectiveness of universal adhesives in etch-and-rinse mode, *European journal of oral sciences*, 127 (2), 162-169.
- Tyas, M. ve Burrow, M., 2004, Adhesive restorative materials: a review, *Australian dental journal*, 49 (3), 112-121.
- Uğurlu, M., 2020, Universal adezivlerin iki tabaka uygulanmasının bağlanma performansına etkisi, *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 11 (3), 305-310.
- ULU, A. G. D. K. G. ve KIRZIOĞLU, Z., 2012, Dentin geçirgenliği ve dentin geçirgenliğini etkileyen faktörler: derleme, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012 (Supplement 6).

- Ungor, M., Onay, E. ve Orucoglu, H., 2006, Push-out bond strengths: the Epiphany–Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha, *International endodontic journal*, 39 (8), 643-647.
- Uno, S. ve Finger, W. J., 1995, Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding, *Quintessence International*, 26 (10).
- Usanmaz, D., 2005, „„STM/AFM ile yüzey karakterizasyonu““, *Gazi üniversitesi, yüksek lisans tezi*.
- Van Landuyt, K., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., Inoue, S., Peumans, M., Suzuki, K. ve Lambrechts, P., 2005, Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives, *Journal of dental research*, 84 (2), 183-188.
- Van Landuyt, K., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2008, The role of HEMA in one-step self-etch adhesives, *Dental materials*, 24 (10), 1412-1419.
- Van Landuyt, K., De Munck, J., Mine, A., Cardoso, M. V., Peumans, M. ve Van Meerbeek, B., 2010, Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives, *Journal of dental research*, 89 (10), 1045-1050.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B., 2007, Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives, *Biomaterials*, 28 (26), 3757-3785.
- Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inokoshi, S., Braem, M. ve Vanherle, G., 1992, Factors affecting adhesion to mineralized tissues, *Operative Dentistry*, 111-124.
- Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 1993a, Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions, *The Journal of prosthetic dentistry*, 70 (4), 308-314.
- Van Meerbeek, B., Dhém, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 1993b, Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone, *Journal of dental research*, 72 (2), 495-501.
- Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Gladys, S., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 1996, Enamel en dentin adhesion.
- Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 1998, The clinical performance of adhesives, *Journal of dentistry*, 26 (1), 1-20.
- Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 2001, Adhesives and cements to promote preservation dentistry, *Operative Dentistry*, 26, 119-144.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Vanherle, G., 2003, Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges, *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 28 (3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., Yoshida, Y., Inoue, S. ve Suzuki, K., 2005, Technique-sensitivity of contemporary adhesives, *Dental materials journal*, 24 (1), 1-13.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J., 2010, Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes, *Dental materials*, 26 (2), e100-e121.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J. ve Van Landuyt, K., 2011, State of the art of self-etch adhesives, *Dental materials*, 27 (1), 17-28.
- Veneziani, M., 2017, Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique, *Int J Esthet Dent*, 12 (2), 204-230.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R. ve Lohbauer, U., 2014, Bonding performance of universal adhesives in different etching modes, *Journal of dentistry*, 42 (7), 800-807.

- Wakefield, C. W. ve Kofford, K. R., 2001, Advances in restorative materials, *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 7-29.
- Watanabe, H., Ishikawa, I., Suzuki, M. ve Hasegawa, K., 1996, Clinical assessments of the erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scaling, *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 14 (2), 67-75.
- Wei, S. ve Barkmeier, W., 1992, Conference report: International symposium on adhesives in dentistry, *Journal of dental research*, 71 (1), 75-77.
- Wenzel, R. N., 1936, Resistance of solid surfaces to wetting by water, *Industrial & Engineering Chemistry*, 28 (8), 988-994.
- Yañez, M. J. ve Barbosa, S. E., 2003, Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification, *Microscopy research and technique*, 61 (5), 463-468.
- Yang, B., Adelung, R., Ludwig, K., Bößmann, K., Pashley, D. H. ve Kern, M., 2005, Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding, *Biomaterials*, 26 (24), 5021-5031.
- Yazdi, F.-M., Moosavi, H., Atai, M. ve Zeynali, M., 2015, Dentin bond strength and degree of conversion evaluation of experimental self-etch adhesive systems, *Journal of clinical and experimental dentistry*, 7 (2), e243.
- Yeniad, B., Albayrak, A. Z., Olcum, N. C. ve Avci, D., 2008, Synthesis and photopolymerizations of new phosphonated monomers for dental applications, *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*, 46 (6), 2290-2299.
- Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve Wakasa, K., 2000, Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces, *Journal of dental research*, 79 (2), 709-714.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K. ve De Munck, J., 2004, Comparative study on adhesive performance of functional monomers, *Journal of dental research*, 83 (6), 454-458.
- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Osaka, A. ve Meerbeek, B. V., 2012, Self-assembled nano-layering at the adhesive interface, *Journal of dental research*, 91 (4), 376-381.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Fukegawa, D., Hayakawa, S., Mine, A., Nakamura, M., Minagi, S., Osaka, A. ve Suzuki, K., 2010, Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction, *Acta Biomaterialia*, 6 (9), 3573-3582.
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Okihara, T., Kuroboshi, M., Hayakawa, S., Maruo, Y., Nishigawa, G., De Munck, J., Yoshida, Y. ve Van Meerbeek, B., 2015, Functional monomer impurity affects adhesive performance, *Dental materials*, 31 (12), 1493-1501.
- Yoshihara, K., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Okihara, T., Yoshida, Y. ve Van Meerbeek, B., 2018, Etching efficacy of self-etching functional monomers, *Journal of dental research*, 97 (9), 1010-1016.
- Yoshiyama, M., Matsuo, T., Ebisu, S. ve Pashley, D., 1998, Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems, *Journal of dentistry*, 26 (7), 609-616.
- Zeczkowski, M., Tenuta, L. M. A., Ambrosano, G. M. B., Aguiar, F. H. B. ve Lima, D. A. N. L., 2015, Effect of different storage conditions on the physical properties of bleached enamel: An in vitro vs. in situ study, *Journal of dentistry*, 43 (9), 1154-1161.
- Zhang, S. c. ve Kern, M., 2009, The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives, *International journal of oral science*, 1 (4), 163-176.
- Zhou, W., Liu, S., Zhou, X., Hannig, M., Rupf, S., Feng, J., Peng, X. ve Cheng, L., 2019, Modifying adhesive materials to improve the longevity of resinous restorations, *International Journal of Molecular Sciences*, 20 (3), 723.

Zicari, F., Couthino, E., De Munck, J., Poitevin, A., Scotti, R., Naert, I. ve Van Meerbeek, B., 2008, Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding, *Dental materials*, 24 (7), 967-977.

