

T.C
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

FARKLI TERMOSİKLU DÖNGÜSÜ VE
HIZLANDIRILMIŞ YAŞLANDIRMANIN TEK
BASAMAKLI ADEZİV SİSTEMLERİN DENTİNE
BAĞLANMASI ÜZERİNE OLAN ETKİSİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİŞ HEKİMİ
KUMRU ÇÖTELİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN

İSTANBUL, 2008

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; 4 adet tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivin (Optibond All-In-One, Clearfil Tri-S Bond, One Coat 7.0, Xeno V) dentin yüzeylerine uygulanmasının ardından farklı termosiklus döngüleri ve hızlı yaşlandırma süreçleri sonrasında materyallerin dentine bağlanma dayanımının in vitro olarak incelenmesidir.

Dişlerin bukkal yüzeyleri; 100, 600, 1200 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla su yıkaması altında cilalanarak 2mm dentin kalınlığı elde edilmiştir. Her grup için 49' ar örnek olmak üzere 4 ana grup oluşturulmuştur. Bonding materyallerinin homojen olarak belirli bir alana uygulanabilmesi amacıyla 4 mm çapında adeziv teyp dentin yüzeylerine yapıştırılmıştır. Çalışmada kullanılan tüm materyaller, üretici firmaların talimatları doğrultusunda dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Filtek Z250 (3M ESPE) kompozit rezin tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde yerleştirilerek her tabaka 20 saniye süresince ışıkla polimerize edilmiştir. Kompozit rezin vita skalasında A2' ye denk gelen renk koduna sahiptir.

Bonding materyallerinin uygulandığı tüm örneklerde kontrol grupları 37 C' de 24 saat bekletilmiş ve sonrasında makaslama testi uygulanmıştır. Yapay yaşlandırma deneyleri için 6' şar alt grup oluşturulmuş, ve gruplara farklı termosiklus döngüsü ve hızlı yaşlandırma süreçleri uygulanmıştır. Termosiklus gruplarına 5 C-55 C'de 500, 2000 ve 4000 döngü uygulanmıştır. Hızlı yaşlandırma grupları ise 1, 3 ve 6 haftalık süreçlerde 37 C' de etüv içerisinde bekletilmiştir. Daha sonra tüm deney gruplarına makaslama testi uygulanmıştır.

Sonuçların istatistiksel analizi ‘One way ANOVA’ ve post hoc çoklu karşılaştırmalar ‘TUKEY’ testi ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada elde edilen sonuçlara göre; tüm termosiklus ve hızlı yaşlandırma uygulamalarında farkların anlamlılığı göz önüne alındığı zaman, sadece Clearfil Tri-S Bond’da anlamlı olarak bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür. 2000 ve 4000 termosiklus döngüleri sonucunda, Clearfil Tri-S Bond ve Xeno V’in bağlanma dayanımında anlamlı derecede azalma görülmüştür. Tüm yaşlandırma deneyleri sonucunda sadece 6. hafta hızlı yaşlandırma sonrasında Clearfil Tri-S Bond’un Optibond All-In-One’a kıyasla bağlanma dayanımı anlamlı olarak azalmıştır.

Anahtar kelimeler: All-in-one sistemler, termosiklus, hızlı yaşlandırma

ABSTRACT

The aim of this in vitro study is to determine the effect of different thermocycle and water storage times on bonding of 4 all-in-one self etch adhesives to dentin (Optibond All-In-One, Clearfil Tri- S Bond, One Coat 7.0, Xeno V).

The buccal surfaces of teeth were ground with 100, 600, 1200 grit silicon carbide papers under running water to obtain 2 mm dentin thickness. Each group having 49 samples, were formed under 4 main groups. To perform the bonding materials to a specific area with homogeneity, an adhesive tape with 4 mm in diameter was stuck onto the dentin surface. All of the materials used in the study were applied on the dentin surface according to manufacturer's instructions. Cylindrical translucent molds 4 mm in diameter and in height were positioned over the bonded dentin and filled with Z250 composite resin in two layers and each layer were polymerized during 20 seconds. The composite resin have A2 equivalent color code on the vita scale.

Among all the bonded specimens, control group was kept in water for 24 hours at 37 °C desiccator. For artificial aging experiment, all the samples were thermo-cycled and stored in water as 6 sub-groups. Thermocycle groups were thermo-cycled 500, 2000 and 4000 times between 5 °C -55 °C. Other specimens were stored in water at 37 °C desiccator for 1, 3 and 6 weeks. All of the experimental groups were subjected of shear test.

The statistical analysis of the results were performed by 'one way ANOVA' and post hoc multiple comparison 'TUKEY' tests.

In conclusion, among all the groups which were thermo-cycled and immersed in water, considering significant differences, a decrease in bonding strength was examined only in Clearfil Tri-S Bond. Clearfil Tri-S Bond and Xeno V presented a significant decrease in bonding strength after 2000 and 4000 thermal cyclus. After all of the artificial aging experiments, only Clearfil Tri-S-Bond showed significantly lower bonding strength than Optibond All-In-One after 6 weeks of water storage.

Keywords: All-In-One systems, thermocyclus, water storage

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
ABSTRACT.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	VI
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	VIII
RESİMLER.....	IX
TABLolar.....	X
1 GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Minenin Yapısı ve Bağlanma.....	4
2.2 Dentinin Yapısı ve Bağlanma.....	4
2.3 Dentin Bonding Sistemlerinin Gelişimi ve Sınıflandırılması....	5
2.3.1 1. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	5
2.3.2 2. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	5
2.3.3 3. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	5
2.3.4 4. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	6
2.3.5 5. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	7
2.3.6 6. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	8

2.3.7	7. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler.....	9
2.4	Self-etch Adezivler.....	10
2.5	Kompozit Restorasyon Materyalleri.....	15
2.6	Termosiklus Yöntemi ile Yaşlandırma.....	18
2.7	Saklama Yöntemi ile Yaşlandırma.....	20
2.8	Bağlanma Dayanımı.....	21
3	GEREÇ ve YÖNTEM.....	23
3.1	Kullanılan Materyaller.....	24
3.2	Örneklerin Hazırlanması.....	27
3.3	İstatistiksel Analiz.....	34
4	BULGULAR.....	35
5	TARTIŞMA.....	43
6	SONUÇLAR.....	51
7	KAYNAKLAR.....	53
8	ÖZGEÇMİŞ.....	67

KISALTMALAR

MPa	: Megapaskal
C	: Derece Celcius
mm	: Milimetre
NPG-GMA	: N-Fenilglisilin-glisidil metakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidil-metakrilat
HEMA	: 2-Hidroksietilmetakrilat
BPDM	: Bifenil Dimetakrilat
4-META	: 4-Metakriloksietil trimellitik asit
Fenil-P	: 2-Metakriloksietil fenil fosfat
MDP	: 10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat
µm	: Mikron, mikrometre
TEM	: Transmission Electron Microscope
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
MBD	: Makaslama Bağlanma Dayanımı
GPDM	: Gliserol Fosfat Dimetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat

RESİMLER

Resim 1: Çalışmada kullanılan tek basamaklı dentin bonding sistemleri	26
Resim 2: Çalışmada kullanılan kompozit materyal.....	26
Resim 3: Dentin kalınlığını ölçmek için kullanılan kumpas.....	28
Resim 4: Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı.....	28
Resim 5: Çalışmada kullanılan adeziv teyp ve silindir şeklindeki plastik kalıp.....	30
Resim 6: Restorasyonların polimerizasyonunda kullanılan ışık aleti....	30
Resim 7: Çalışmada kullanılan termosiklus makinesi	32
Resim 8: Çalışmada kullanılan etüv.....	32
Resim 9: Çalışmada kullanılan Instron Universal Test Makinesi.....	33

TABLolar

Tablo 1: Materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.....	23
Tablo 2: Kontrol ve deney gruplarının ayrılması.....	31
Tablo 3: Materyallerin makaslama deneyleri sonrası değerleri.....	35
Tablo 4: Materyallerin deney sonrası değerlerinin ortalaması.....	36
Tablo 5: Kontrol ve deney grupları arasındaki fark değerleri.....	37
Tablo 6: Gruplararası kontrol ve termosiklus döngülerinin karşılaştırılması.....	38
Tablo 7: Termosiklus döngülerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması.....	39
Tablo 8: Gruplararası kontrol ve hızlı yaşlandırma süreçlerinin karşılaştırılması.....	40
Tablo 9: Hızlı yaşlandırma süreçlerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması.....	41
Tablo 10: Termosiklus ve hızlı yaşlandırma uygulanan kontrol ve deney grup ortalamaları arasındaki farkların çeşitli materyallere göre karşılaştırılması.....	42

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde estetiğe verilen önemin giderek artması nedeniyle hasta ve hekimin beklentilerine yanıt verebilmek için, restoratif diş hekimliğinde yoğun bilimsel çalışmalar devam etmektedir. Son 60 yıl içinde teknik ve materyallerdeki gelişmeler daha mükemmel restorasyonların yapımını sağlamıştır. Ancak ideal restoratif materyal arayışları hala sürmektedir (1, 2). Son yıllardaki çalışmalar, rezin simanların mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır (3).

Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlarlar. Böylece, kenar renkleşmeleri ve kırıklara, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltmaktadırlar (4, 5, 6).

Kayıp diş yapısını restore etmek amacıyla birçok dentin bonding adezivi geliştirilmiştir (7). Dentin bonding ajanlarını kullanmaktaki en büyük amaç; rezin ile diş yapısı arasındaki bağlanma dayanımını geliştirmek, restorasyonun retansiyonunu arttırmak, dentin-rezin ara yüzünden mikrosızıntı oluşumunu azaltmak ve oklüzal stresleri dağıtmaktır (8).

Bağlanma mekanizmasında adezivler kadar diş sert dokularının yapısı da önemlidir. Resin kompozit materyallerin büzülme streslerine karşı dayanmak için mine ve dentine olan bağlanma dayanımlarının en az 17-20 MPa olması gerekmektedir. Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlanmanın temel prensibi, dişin inorganik kısımlarının sentetik rezin ile yer değiştirmesidir. Mikromekanik

bağlanma, diş sert dokuları ile restoratif materyallerin adezyonu için anahtardır (9). Ancak son dönemde buna ilave olarak fonksiyonel monomerler ile diş sert dokuları arasındaki kimyasal bağlanmanın potansiyel yararları üzerinde de durulmaktadır (5).

Adeziv sistemler; total-etch sistemler, self-etch adezivler ve cam iyonomer adezivler olarak sınıflandırılabilirler. Uygulama yöntemleri temel alınarak hazırlanan bu sınıflandırma basit olmakla birlikte güvenilirlik ve tutarlılık sağlamaktadır. Bu yöntemler diş hekimleri ve araştırmacılara adeziv sistemlerin özellikleri ve bağlanma mekanizması ile ilgili temel bilgi vermektedir (10).

Bonding işlemleri klinikte birkaç basamaklı yöntemleri içerdiğinden, faktörlere bağlıdır. Teknik duyarlılığı azaltmak ve klinik zamanı minimuma indirmek için tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler piyasaya sürülmüştür.

Termosiklus, restorasyon ve dişi ağız içi ile uyumlu olarak ısı değişikliklerine maruz bırakan in vitro bir yöntemdir. Ağız boşluğuna aşırı sıcak ve soğuk yiyecek-içeceklerin girmesini taklit ederek ısısız genişlemenin doğrusal katsayısı ile diş ve restoratif materyal arasındaki ilişkiyi gösterir. Termosiklus, rezin ile diş arasındaki bağlanmaya stres uygular ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımını etkileyebilir (11).

En sık kullanılan bir diğer yapay yaşlandırma yöntemi ise; saklama yöntemi ile yaşlandırmadır. Örnekler 37 C'de belirli bir süre boyunca bekletilir. Saklama çözeltisi olarak genellikle su kullanılır (12). Su emilimi, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini bozabilir. Higroskopik genişleme sonucunda ortaya çıkabilecek basınç, materyale ve diş yapılarına zarar vererek bağlanma dayanımını etkileyebilir (13).

Bu çalışmada, dört farklı tek basamaklı self-etch adezivin farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlandırma süreçleri sonrasında dentine bağlanma değerlerinin makaslama kuvvetlerine karşı olan direncinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Minenin Yapısı ve Bağlanma

Mine dokusu ağırlıkça %96-97 kristal yapı, %1 organik yapı ve %2-3 sudan oluşur. Kristal yapısının fazlalığı mineye yüksek enerji yüzeyi verir. Su içeriğinin azlığı ise bağlanmayı kolaylaştırır (14). Buonocore ilk defa 30 saniye süresince %85'lik ortofosforik asit uygulanan mineye akrilik rezinin bağlanabildiğini göstermiştir (15).

2.2 Dentinin Yapısı ve Bağlanma

Dentin dokusu %50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve %20 kadar da sudan oluşur (5, 8). Dentine bağlanmada sorun; kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (16). Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeyel dentinle derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde kanal sayısı mm²'de 45000 iken, yüzeyel dentinde 25000'dir. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş kanallar vardır. Bundan dolayı derin dentin yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Önceleri dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada büyük engel oluştururken, günümüzde nemli yüzeye bağlanabilen wet-bonding sistemleri geliştirilmiştir. Ancak bunlarda dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerekliliğinin bilinmemesi önemli bir problemdir. Ortalama mineral içeriğinin dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüler dentinin miktarı dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeyel dentinden derin dentine doğru azalır (17). Kanallar içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli akış halindedir. Bu

durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesine sebep olur (18, 19).

2.3 Dentin Bonding Sistemlerinin Gelişimi ve Sınıflandırılması

2.3.1 1. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

Gliserofosforik asit dimetakrilat siyanoakrilatlardır. Poliüretanlar ve N-Fenilglisilin ve Glisidil Metakrilat (NPG-GMA) türevleridir. Metakrilat gruplar akrilik restoratif rezinlere bağlanma gösterirler. Gliserofosforik asit dimetakrilatın hidroliz problemi, siyanoakrilatların kütle polimerizasyonundaki zorluğu bu bonding ajanların klinikte başarıyla kullanımını engellemiştir (20). Bu sistemle yapılan çalışmalarda dentine bağlanma dirençlerinin zayıf olduğu bulunmuştur ve geleneksel bağlanma sistemleriyle kıyaslandığında mikrosızıntıyı önlemede bir gelişme sağlamadığı görülmüştür (1, 21).

2.3.2 2. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

2. jenerasyon dentin bonding ajanlar polimerize olabilir fosfatların Bis-GMA rezinlere ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (1). Ağız ortamında hidroliz olmaları ve dentin-sement birleşiminde mikrosızıntıyı önleyememeleri bu sistemin başarısızlığına yol açmıştır (18).

2.3.3 3. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

Bu grubun kimyası 2. jenerasyondan çok farklıdır. Karakteristik özelliği; çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Bonding sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan

asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır (21).

2.3.4 4. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

Farklı dentin bonding sistemlerinde çeşitli conditionerlar, primerler ve adeziv rezinler kullanılmasına rağmen bağlanma mekanizması genelde şu şekildedir: asitleme işlemi ile smear tabakası uzaklaştırılır, dentin kanalları açılır, dentinin geçirgenliği artar, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye olur. Dekalsifikasyonun derecesi asidin uygulama zamanına, viskozitesine, konsantrasyonuna ve pH'sına göre değişiklik göstermektedir. Hidroksiapatit kristallerinin uzaklaştırılması ve inorganik desteğin kaybedilmesi sebebiyle kollajen ağ büzülür (3). Asitli ortam yıkanıp kurutulduktan sonra bir veya daha fazla hidrofilik rezin monomer içeren bir primer uygulanır. HEMA, BPDM ve 4-META gibi primer molekülleri hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel grup içermektedir. Hidrofilik grup dentin yüzeyine, hidrofobik grup ise adeziv rezine afinite gösterir. Primer, kollajen ağın içine girer, onu ıslatır ve büzülmüş kollajen ağını ilk haline getirir. Aynı zamanda primer, dentin yüzeyinin ıslanılabilirliğini ve yüzey enerjisini artırır (3). Bu işlemden sonra adeziv rezin uygulanır. Rezin, primer uygulanmış dentin yüzeyine ve kanallarına girer. Burada kopolimerize olarak hibrit tabakayı ve rezin uzantılarını oluşturur. Dentine bağlanmada büyük ölçüde bu hibrit tabakası sorumludur (18). Bağlanma kuvveti, rezinin demineralize dentin içine ne kadar derine nüfuz etmesinden daha çok, düzenli ve kaliteli bir bağlanma ara yüzeyinin oluşmasıyla ilgilidir (22).

Dentin bonding sistemlerdeki en önemli gelişmeler, mine ve dentinin birlikte asitlenmesi, yani total-etch kavramının ve çok basamaklı bonding sistemlerinin geliştirilmesiyle başlamıştır ve bunun

sonucu olarak 4. jenerasyon dentin bonding sistemleri ortaya çıkmıştır (1).

Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanmaktadır. Bunlar; asitlenmiş, demineralize edilmiş ve kollajen ağı açığa çıkmış dentinde hibrit tabakası ve dentin kanallarının içerisinde rezin tag oluşumu ile dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesidir (14, 17, 21).

2.3.5 5. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

Bu sistemler 4. jenerasyonun üç basamaklı sistemindeki (total etch sistem) zor ve karışık olan uygulama işlemini en aza indirmek, kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüştür (21).

5. jenerasyon dentin bonding sistemleri iki farklı tipte adeziv materyalden meydana gelmiştir: tek basamaklı (all-in-one) sistemler ve self-etch primer bağlanma sistemleri. Tek basamaklı sistemlerde, mine ve dentin %35-37'lik fosforik asitle 15-20 saniye boyunca eş zamanlı asitlendikten (total-etch ıslak bonding tekniği) sonra uygulanmak üzere primer ve adeziv tek çözeltide birleştirilmiştir (22). Bu bonding sistemleri rezin taglar, adeziv lateral dallar ve hibrit tabakası oluşumu yoluyla asitlenmiş dentin ile mekanik bağlanma oluştururlar ve asitlenmiş mine ve dentinde yüksek bağlanma kuvveti değerleri gösterirler (23).

4. jenerasyon materyallerde olduğu gibi bu materyallerde de bağlanmayı başarabilmek, hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bu sistemin gelişiminin uygulanan basamak sayısını azalttığı doğru olmasına rağmen, bunun daha kolay ve hızlı bir uygulama sağladığı

ifadesi yanlıştır. Çünkü bu sistem, mine ve dentinin asitlenmesi ile kat kat primer-adeziv uygulama basamaklarını içerir. İlave olarak bu materyaller dentinin nem içeriğine çok duyarlıdır ve birçok durumda dentine rezinin iyi penetrasyonunu sağlayabilmek için primer-adeziv kombinasyonunun kat kat uygulanmasını gerektirmektedir (21).

2.3.6 6. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler

Bu jenerasyon, self-etch adezivlerden oluşmaktadır. Bu materyaller gerçekten tek basamaklı bonding sistemleri olabilir. Ne yazık ki, bu yeni sistemlerin ilk değerlendirmelerinde asitlenmiş dentine yeterli bir bağlanma sağlanırken, mine ile bağlanmanın daha az etkili olduğunu görülmüştür. Bu durum, 6. jenerasyon dentin bonding sistemlerinin devamlı tazelenmesi gereken bir asidik çözeltiden meydana gelmeleri ve mineyi yeterli derecede asitleyemeyen bir pH'ya sahip olmaları gerçeği ile açıklanabilir (24).

Bununla beraber, bonding uygulama işleminin klinik olarak basitleştirilmesi yönünde herhangi bir ilerleme bizi ideal bir bonding sistemine daha da yakınlaştırmaktadır (22).

Self-etch primer bonding sistemlerinde ise; Watanabe ve Nakabayashi (1993) mine ve dentine eş zamanlı bağlanmak için %30'luk HEMA içerisine %20 fenil-P ekleyerek bir self-etching primer geliştirmişlerdir (25). Asitleme ve primer uygulama basamaklarının birleştirilmesi çalışma zamanını azaltmakta, asidik jelin yıkanmasını ortadan kaldırmakta ve aynı zamanda kollajenlerin çökme riskini yok etmektedir. Bununla beraber, bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Örneğin, çözelti devamlı olarak tazelenmelidir, çünkü likit formülasyonu sayesinde çabuk bozulabilir ve adeziv materyal ile dentin arasında artık smear tabakası kalabilir (22).

2. jenerasyon dentin bonding sistemlere benzer olarak, 6. jenerasyon dentin bonding sistemler de smear tabakasını mine ve dentine bağlanmak için kullanırlar. Bu iki jenerasyon arasındaki esas fark; primerin asiditesidir. 2. jenerasyon (smear tabakasını modifiye eden) adezivler smear tabakasının dışındaki bölgeleri asitleyemezler. 6. jenerasyon (smear tabakasını çözen) adezivler ise 4-META ve 10-MDP (26) gibi özel olarak geliştirilmiş asidik monomerler içerirler. Bu monomerler self-etch adezivleri daha önceki adeziv sistemlere oranla daha hidrofilik duruma getirirler (27, 28). Ayrıca, bu monomerlerin asitleme kapasitelerini sağlamak için, ortamda iyonlaştırıcı olarak su bulunmalıdır.

6. jenerasyon dentin bonding sistemler ile elde edilen bağlanma dayanımı, adezivlerin mevcut bileşimlerine bağlı olarak değişmektedir. Bazı iki basamaklı self-etch adezivlerin bağlanma dayanımları 4. ve 5. jenerasyonlarınkine yaklaşırsa bile, genellikle daha düşük bağlanma kuvveti ve dayanımı gösterirler (29).

2.3.7 7. Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler (All-In-One Adezivler)

Adezivlerin bu en son jenerasyonu tek bileşenli, tek basamaklı self-etch adezivlerden oluşur. Her ne kadar 5. jenerasyon dentin bonding sistemler için tek basamaklı sistemler denilse de, gerçekte sadece 7. jenerasyon dentin bonding sistemler bu kategoriye aittir. 7. jenerasyon adezivler asitleme, primerleme ve adeziv rezin uygulama basamaklarını birleştirir, fakat 6. jenerasyon gibi karıştırmaya gerek kalmaz. Sonuç olarak, bu jenerasyona ait adezivler hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerin bir karışımıdır (30).

Şimdiye kadar 7. jenerasyon dentin bonding sistemlerinin birçok eksikliği belgelenmiştir. Birleşik çözeltiler karmaşık yapılarından dolayı faz ayrılmasına ve adeziv tabakalarının içinde damlacık oluşmasına eğilimlidirler (30). Bu adeziv tabakalar, yarı geçirgen zarlar gibi davranarak çift yönlü su geçişine izin verirler (26, 31). Ayrıca, bu jenerasyon adezivler 4. ve 5. jenerasyon adezivlere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı gösterirler (31, 32).

2.4 Self-etch Adezivler

Total-etch sistemler ile ilgili devam eden problemler, self-etch adezivlerin geliştirilmesine neden olmuştur (33). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir. Su, fonksiyonel monomere iyonizasyon ortamı sağlaması nedeni ile günümüz self-etch adezivlerinin içeriği için zorunludur (10).

Asitleme tekniği ile mineye bağlanma mekanizması oluşturulması, etkinliği kabul edilmiş, yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (34, 35, 36, 37). Bununla beraber, dentine bağlanmanın mineye bağlanmaktan daha karmaşık olduğu bilinmektedir. Bunun sebebi; dentin kanallarının su içermesi, smear tabakasının varlığı ve sklerotik dentin ile erozyon ve abrazyon lezyonlarına bağlı hipermineralizasyon gibi patofizyolojik değişikliklerin varlığıyla açıklanabilir (18).

İdeal bir bonding ajanı, adeziv rezinin polimerizasyonundan sonra yüksek bağlanma gücü sağlamalı ve uzun ömürlü olmalıdır (38). Bununla beraber, bazı adeziv sistemleri sadece rezin yerleştirilmesinden hemen sonra yapılan bağlanma dayanımı testlerinde yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir (39).

Bonding ajanları çift fonksiyonlu rezin monomerlerden meydana gelmektedir: demineralize ıslak dentine afinitesi olan hidrofilik uç ve kompozit restoratif materyale bağlanan hidrofobik uç. Tek basamaklı adezivlerin içeriğinde bulunan su ve organik çözücüler (aseton veya etanol) nemli dentin tabakasının açığa çıkmış kollajen fibrilleri arasındaki boşluklara rezin monomerlerin girişini sağlar (40). Florürler, doldurucular ve düşük viskoziteli rezinler de restorasyonların ömürlerini uzatmak amacıyla tek basamaklı adezivlere eklenmiştir (41).

Bazı self etch adezivler, klinik olarak tüm basamakları bir araya getiren (asit, primer ve bonding hepsi bir arada) yıkama ve kurutma işlemlerinin de yapılmadığı 'all-in-one' (42, 43, 44) veya 'no-bottle' (45) olarak da adlandırılırlar. Kullanım kolaylıkları ve teknik duyarlılıklarına bakıldığında, bu yaklaşım klinik olarak en umut veren yaklaşım olarak görülmektedir. Bu sistemde yıkama fazının ortadan kaldırılması sadece klinik zamanı azaltmaz, ayrıca teknik duyarlılığı veya uygulama sırasında hata yapma riskini de belirgin biçimde indirir. Ayrıca, hatalı hibridizasyon riski önlenmiş olur (34). Self-etch sistemlerin etki mekanizmaları ise aşağıdaki gibi açıklanabilir. Self-etch sistemler, diş yüzeyini pürüzlendirme kapasitesine sahiptirler ve bu işlem sonrası diş yüzeyini bağlanma için hazırlarlar. Diş yüzeyinin hazırlanması, yıkanmayan polimerize olabilen monomerleri içeren primerlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Bu monomerler, smear tabakasını çözen veya değiştiren asidik bir grup içerirler (46). Adeziv, smear tabakasının partikülleri arasında oluşan, sulu kanallardan penetre olur ve alttaki dentin tabakasının yüzeyi ile reaksiyona girer (47). Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisinde kalır (10, 48). Ayrıca açığa çıkmış kollajenin ıslak kalması bağlanmayı engellediğinden, yüzeyin tamamen kurutulması ile bu durumun önüne geçilmiş olur (49). Asitleme ile rezin infiltrasyonu aynı anda meydana

geldiğinden eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (5, 50, 51).

Self-etch adezivler, uygulama prosedürleri ve asiditelerine göre alt gruplara ayrılırlar (10). Uygulama prosedürlerine göre; iki basamaklı ve tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler, asiditelerine göre ise hafif ($\text{pH} \geq 2$), kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) ve orta kuvvetli ($\text{pH} \sim 1.5$) self-etch adezivler olarak sınıflandırılırlar (4).

İki basamaklı self-etch adezivlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer çözeltisi uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturur (10).

Tek basamaklı self-etch adezivlerde ise, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer alır ve aynı anda uygulanır. Hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerin karışımıdır (10). Bu sistemler, iki basamaklı self-etch ve geleneksel total-etch sistemler ile karşılaştırıldıklarında, bağlanma dayanımları daha düşük bulunmuştur (29). Bu sistemlerin, yüksek hidrofiliteyi nedeni ile polimerize edildikten sonra suyun adeziv tabakasından geçişine izin veren geçirgen bir zar gibi davrandığı gösterilmiştir (31).

Self-etch sistemlerin pek çok avantajlarının yanı sıra yüksek konsantrasyondaki suyun ve eksik buharlaşması durumunda çözücünün, optimum polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajları da vardır (10).

Hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$), dentini oldukça sığ demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollajen fibriller etrafında hidroksiapatitin kalmasına izin verirler. Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece 1 μm 'dir. Genellikle smear tıkaçlarını

tamamen kaldırmazlar. Sonuç olarak submikron boyutlarda oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar. 4-MET (4-Metakriloksietil trimellitik asit) gibi karboksilik bazlı monomerlerin ve phenyl-P (2-Metakriloksietil fenil hidrojen fosfat), 10-MDP (10-metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat) gibi fosfat bazlı monomerlerin artık hidroksiapatitlerin kalsiyumuna bağlanma potansiyelleri vardır. Fonksiyonel monomerlerin hidroksiapatitlerle etkileşimi hidrofilik şartlarda uzun süre stabil kalabilen kalsiyum-karboksilat ya da kalsiyum-fosfat bağları oluşumu ile sonuçlanır. Kollajenler etrafında hidroksiapatitlerin korunması, kollajenleri hidrolize karşı daha iyi koruyarak bağlanmanın erken dönemde bozulmasını önleyebilir (5, 9, 10).

Kuvvetli self-etch adezivlerin ($\text{pH} \leq 1$), TEM görüntüleri total-etch adezivlerin ara yüz görüntülerine çok benzemektedir (10). Dentinde kollajen fibrilleri açığa çıkararak hemen hemen tüm hidroksiapatitleri çözerler (5). Hafif self-etch adezivlere göre dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabakası kalındır ve rezin taglar mevcuttur (52).

Orta kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \sim 1.5$), hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler gösterirler. Dentin yüzeyinin sadece bir kısmını çözerler, böylece hidroksiapatit kristallerinin büyük bir kısmı hibrit tabakasında kalır (12). Fonksiyonel monomerlerin özel karboksil veya fosfat grupları geride kalan hidroksiapatitle birleşebilir (53). Mikromekanik bağlanma için yeterli derecede yüzey porözitesi elde edilir. Bu ikili bağlanma mekanizmasının (mikromekanik ve kimyasal bağlanma) restorasyonun dayanıklılığı açısından daha avantajlı olduğuna inanılmaktadır (12). Hafif self-etch adezivlere göre mine ve dentine daha iyi mikromekanik bağlanma sağlanır. Hibrit tabakasının kalınlığı kuvvetli self-etch adezivlerden daha azdır. Tipik olarak dentinal hibrit tabakası, en üstte tamamen demineralize yapı ve tabanda kısmen

demineralize yapı olmak üzere iki kattan oluşur. Hibrit tabakasının tabanında kalan artık hidroksiapatitler moleküller arası kimyasal etkileşime izin verebilirler (5).

Self-etch sistemlerdeki adeziv fonksiyonel monomer, dekalsifikasyon süresince mine içine eş zamanlı olarak penetre olur (54). Kimyasal etkileşim ise bağlanmanın hidrolitik yıkıma karşı daha dayanıklı olmasını sağlar ve restorasyon kenarlarını daha uzun bir süre korur (12).

Bununla beraber, bu materyallerin güçlü ve dayanıklı bir bağlanma meydana getirip getirmediği hala kesinlik kazanmamıştır (34, 55). Ayrıca, rezinler tamamen dekalsifiye bölgeye penetre olmuş olsa dahi, bu ara difüzyon bölgesi veya hibrit tabakasının uzun dönemli stabilitesi bilinmemektedir. Dentin dokularının nem içeriği, geriye kalan çözücüler veya monomerlerin faz ayrılması tarafından oluşturulan difüzyona yatkınlığı sayesinde yetersiz polimerizasyon veya bölgede defektler oluşabilir (56).

Günümüz self-etch adezivleri, klinik olarak uygun zaman içinde smear tabakasını çözebilmek ve dentine infiltre olabilmek için yeterli asiditeye sahiptirler. Primer çözücüsünün pH'sından başka, smear tabakasının kalınlığı, viskozite ve ıslatma özellikleri self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon özelliklerini açığa çıkarır (10).

Self-etch adezivlerin iyi performansının nedeni monomerler ile hidroksiapatitler arasındaki ilişki ile açıklanabilir. Kimyasal bağlanma yeteneği monomere özgüdür ve kalsiyum-monomer bağının hidrolitik stabilitesine bağlıdır (12). Özellikle bağlanmanın sürekliliğinde monomerin kendi hidrolitik stabilizasyonu önemlidir. Mikromekanik bağlanmanın ani streslere karşı dayanıklılık sağladığı, ek kimyasal

etkileşimin ise bağlanmanın kalıcılığı ve devamlılığı ile ilgili olduğu düşünülmektedir (5, 10, 57).

Dokunun kaynağı (insan veya sığır), yüzey hazırlığı, uygulanan yöntem, smear tabakasının kalınlığı, test yöntemi, makaslama testinde uygulanan hız, bondinglenen yüzey alanı ve uygulayan kişiye bağlı faktörler adezivlerin dental dokulara bağlanmasını etkileyebilmektedir (11, 58, 59). Dental adezivlerin bağlanma performansları çoğunlukla sığır mine ve dentininde test edilmektedir (34).

2.5 Kompozit Restorasyon Materyalleri

Amalgama alternatif olarak üretilen ve uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler, formülasyonlarındaki değişiklikler, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş sert dokularına bağlanmaları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile tartışılmaz üstünlüğe sahiptirler (60).

Genel anlamda hem organik hem de inorganik yapıları içeren bu restoratif maddelere birleşik anlamına gelen 'kompozit' adı verilmiştir (61, 62). Genel olarak ideal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, porözitesi azaltılmış, canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu, hazırlanması ve uygulanması kolay, özellikle ön grup dişler için estetik olarak uyumlu, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, mine-dentin bonding ajanlarıyla uyumlu, bitirme ve polisaj işlemleri iyi ve kalıcı olmalıdır.

Kompozit rezinler 3 temel yapıdan oluşmaktadır: organik yapı, inorganik yapı ve ara bağlayıcılar.

Organik yapı; kendi içinde 2'ye ayrılır. Metil metakrilat matrisli olanlarda bulunan metakrilat, suda erimeyen visköz bir maddedir. Bis-GMA matrisli olanlarda bulunan Bis-GMA ise; bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır. Bis-GMA'nın viskozitesini azaltmak için di ve tri metakrilatlar eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine; 'trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)' adı verilir (63).

Son yıllarda iyi bağlanma sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matris olarak kullanılmıştır. Bis-GMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan birçok kompozitlerin rezin matrislerini oluşturmaktadır (63).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı ise, matris içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (64). Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum rezine, radyoopazite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir. Böylece; kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (62).

Ara bağlayıcılar ise; kompozit rezinlerde organik polimer matris fazı ile inorganik faz arasındaki bağlanmayı sağlamaktadır. Bu yapılar, silisyum hidrojenli bileşikler olup 'silan' adını almaktadırlar (63).

Kompozit rezinlerde sınıflandırma; inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre yapılmaktadır.

İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması, en geçerli sınıflama olarak görülmektedir (60). İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlere megafil kompozitler, partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozitlere makrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit rezinlere ise midifil kompozitler adı verilmektedir. İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, 'geleneksel kompozitler' olarak da adlandırılmaktadır (64).

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlere minifil veya küçük partiküllü kompozitler, partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlere mikrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 0,01 µm olan kompozitlere ise nanofil kompozitler denilmektedir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise, hibrit kompozitler adı verilmektedir. Bu kompozitlerin partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki kompozit resinin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılmaktadır. Bu kompozit rezinlerde doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrise katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere 'homojen kompozitler' adı da verilmektedir (61, 62, 64, 65, 66, 67). Viskozite sorununu çözmek amacıyla doldurucu partiküllere modifikasyon yapılan kompozit rezinlere 'heterojen kompozitler' adı verilmektedir (61, 62, 64, 65, 66, 67).

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitler 3 sınıfa ayrılırlar: kimyasal yolla polimerize olan kompozitler, görünür ışıkla polimerize olan kompozitler ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler (60, 64).

Kompozit rezinler viskozitelerine göre ise; kondanse olabilen kompozitler ve akışkan kompozitler olarak ayrılmaktadır.

2.6 Termosiklus Yöntemi İle Yaşlandırma

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termosiklus aşırı sıcak ve soğğun ağız boşluğuna girmesini taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genişleme katsayısını gösterir (68, 69, 70). Gale ve Darvell (1999) 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (71).

Leloup ve ark. (2001), termosiklusun bağlanma gücü üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (72). Bu araştırmada meta-analiz içinde yer alan birçok çalışma ISO standartlarının 500 siklus (çalışmalardaki anlamlı siklus sayısı 630'dur) döngüsünü uygulamıştır. Araştırmaların bir kısmında bu siklus sayısı elde edilecek olan yaşlandırma etkisi için çok az bulunmuştur (71, 73). Aynı zamanda, örneklerin geometrisi çoğunlukla hesaba katılmamaktadır. Düz bir diş yüzeyine bağlanan silindirik şeklindeki kompozitlere termosiklus uygulandıktan sonra makaslama veya gerilme direnci testleri uygulanmıştır (72). Termosiklus büzülme/genleşme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanır. Bununla beraber, tüm

bunların birbirine bağlı olan etkisi spesifik olarak testin ayarlanmasına bağlıdır. Araştırmacılar termosiklusun değişken, etkilerinin de adeziv ile termosiklus sayısı ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir (68). Yapılan bir çalışmada, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı 300 siklusa kadar makaslama testi ile incelenmiş ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımında termosiklustan sonra anlamlı azalma değerleri elde edilmiştir (70).

Termosiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştiği ortama açık olmalıdır. Termal stresler, oluşturdukları termal genleşme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stresler oluşturarak diş-restoratif ara yüzünde bağlanma bozukluğu meydana getirebilir (74). Bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebebin rezin ile hibrit tabakası ara yüzündeki hidrolizin etkisi olduğu düşünölmektedir (34).

Matris tarafından su alımının kompozit rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya yol açtığı bildirilmiştir (75, 76, 77). Su alımı, aynı zamanda doldurucular ile rezin matris ara yüzünde mikro çatlaklara sebep olabilir. Ağız ortamında ısı; yemekler, içecekler ve nefes alma ile değişmektedir. Bu değişiklikler, matris ve organik partiköller arasında termal genleşme farkı meydana getirerek kompozit rezinin kohezyonunda bazı başarısızlıklara yol açabilir (76). Tay ve ark. (2002) polimerize olmuş tek basamaklı adezivlerin yarı geçirgen zar gibi davranıp bağlanmış nemli dentinden adeziv ile kompozit arasındaki ara karışık bölgeye su difüzyonuna izin verdiğini bildirmişlerdir (31).

2.7 Saklama Yöntemi İle Yaşlandırma

En çok kullanılan yapay yaşlandırma tekniği, uzun dönemli suda saklama yöntemidir. Bağlanan örnekler spesifik bir zaman diliminde 37 C'lik bir sıvıda bekletilir. Bu zaman dilimi birkaç aydan 4-5 yıla, hatta daha uzun bir süreye kadar değişebilir (78, 79). Çoğu çalışmada çok kısa süreli saklama zamanlarında bile bağlanma dayanımında belirgin azalmalar bildirilmiştir (38, 79, 80, 81, 82, 83). Bağlanma dayanımı değerlerinin azalma sebebi; ilk olarak ara yüz bileşenlerinin hidroliz nedeniyle (başlıca rezin ve/veya kollajen) bozulması olabilir. Su, ara yüze sızarak polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltabilir. Böylece, polimer matrisin mekanik özelliklerini azaltabilir. Bu olaya 'plastizizasyon' adı verilir (75, 84). Ayrıca, bazı ara yüz bileşenleri, polimerize olmayan monomerler ve daha önceki mekanizmaların bozulmaya uğramış ürünleri birbirlerinden ayrışarak bağlanmayı azaltabilir (85). Saklama çözeltisi genellikle sudur. Saklama süresi boyunca bakteri üremesinin önlenmesi için araştırmacılar ortama sodyum azit (79) ve kloramin (79, 85) eklemiştir. Klinik durumu daha iyi taklit etmek için yapay tükürük çözeltileri de kullanılabilir, fakat bağlanma dayanımı değerlerinin azalması, saf su kullanıldığında elde edilen sonuçlar ile çok benzer olmaktadır (81). Saklama ortamına enzimler dahi eklenebilir. Örneğin, *in vivo* olarak bakterilerin ürettikleri esterler rezin komponentlerin bozulmasını katalize edebilir (84, 86). Çoğu bozulma yöntemi difüzyon oranına bağlıdır. Difüzyon yolunun uzunluğu difüzyon süresinin kendisi kadar önemlidir. Difüzyona bağlı etkileri ortadan kaldırmak için uygulanan yollardan biri; mikro örnekleri yaşlandırmaktır. Böylece, difüzyon yolunun mümkün olduğunca kısa olması sağlanır. Mine-rezin bağlanması total-etch adezivler ile sağlandığında zaman içinde daha stabil kalmaktadır (87). Bu adezivler suyun difüzyon yolunu kapatarak bağlanmanın azalmasını geciktirebilirler (79, 85).

2.8 Bağlanma Dayanımı

Diş dokularına yeterli bir bağlanma, dental materyallerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (88). Bağlanma dayanımının yeterli olması; polimerizasyon büzülmesi, bitirme ve cila işlemleri, termal genişleme ve çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır (89). Birçok çalışmada, bağlanma dayanımının bağlanan kesit yüzeyi ile ters orantılı olduğu bildirilmiştir (90, 91).

Bağlanma dayanımı testleri, adezivleri gözlemek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Bu test yönteminin mantığı; diş ve biyomateryal arasındaki bağlanma kuvveti arttıkça, rezin polimerizasyonu ve ağız fonksiyonu stresleri karşısında daha kuvvetli olmasına dayanır. Birçok bağlanma dayanımı testi geliştirilmiştir (92). Makaslama ve çekme testleri bunların arasında en çok kullanılanlardır. Bir bağlanma dayanımı değerinin, materyalin özelliği olarak düşünülmemesi gerekmektedir (93). Kaydedilen veriler çoğunlukla kompozitin tipi, stres oranı, örneğin boyutu, geometrisi ve kullanılan test yöntemine bağlı olarak değişir (94). Bağlanma dayanımı testleri kontrollü bir şekilde yapıldığında, kliniğe yönelik değerli bilgiler verebilir. Örneğin, bir yaşılandırma etkeni uygulanırsa, bağlanma dayanımı değerlendirilebilir (12). Birçok çalışmada, tüm örnekler yaşılandırılarak (örneğin termosiklus yöntemi ile) daha fazla klinik ile ilgili veri elde edilmiştir (87, 95, 96, 97). Dayanıklılık ile ilgili bilgi sağlanması için, doğru kontrol yöntemi uygulanmalıdır. Araştırılan bağlanma bozulmasının özel tipleri göz önünde bulundurularak aynı çalışmada farklı yaşılandırma yöntemleri uygulanabilmektedir (12).

Makaslama bağlanma dayanımı testleri (MBD), adeziv rezinlerin diş yapısına veya başka bir restoratif materyale bağlanma yeteneğini

ölçmek için kullanılmaktadır. Yüksek MBD, performansın yüksek olduğunu göstermektedir. Diş yapısı veya kompozit rezin içindeki koheziv başarısızlıklar, adeziv tabaka içindekilerden daha fazla meydana gelmektedir. Koheziv ve adeziv başarısızlıkları içeren karışık bir başarısızlık hali de oluşabilmektedir. MBD testinin özel mekaniği; klinik olarak uygunluğu ve içerdiği çok sayıda test değişkenlerine sahip olmasıdır (18, 98). Makaslama bağlanma dayanımı testinde bulunan değişkenler; bağlanan restoratif kompozit rezinin elastisite modülü ve çapı, adeziv rezinin kalınlığı, dentin derinliği (derin veya yüzeyel), bağlanan kompozitin tipi ve kontakt bölgesi ile test makinesinin piston kafasının hızıdır (34).

Adeziv bağlanma dayanımını değerlendirmek için, birçok araştırmada çekilmiş insan dişi kullanılmıştır. Fakat, koruyucu diş hekimliğinin gelişmesiyle beraber, bu dişleri elde etmek gittikçe zorlaşmıştır. Bu nedenle, insan dişlerine alternatif bulunması gerekli olmuştur. Memelilerin dişleri histolojik ve morfolojik olarak benzer olduğundan, araştırmacılar çalışmalarında standardize materyallerin niceliklerini sağlamak için insan dişi yerine sığır dişi kullanmışlardır (99). Schilke ve ark. (2000) sığır kesici dişleri ile insan daimi ve süt büyük azı dişlerinin kuronal dentin tabakalarında mm²'ye düşen dentin kanalı sayısı ile çapları arasında istatistiksel olarak bir fark bulmamışlardır (100).

Sığır dişlerinin kolay bulunabilir olması ve boyutları, bağlanma dayanımı araştırmaları için tercih edilir olmalarını sağlamıştır (79).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı termosiklus döngüsünün ve hızlandırılmış yaşlandırma uygulamasının dentine bağlanma üzerine etkisi dört adet tek basamaklı bonding sisteminin makaslama kuvvetlerine karşı olan dayanımları ölçülerek değerlendirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri Tablo 1’ de yer almaktadır.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.

Materyal	Firma	İçerik
Optibond All-In-One	Kerr	GPDM, mono-, di-fonksiyonel metakrilat monomerler, su, aseton, etanol, sodyum hekzaflorosilikat, iterbium florür, kamforokinon
Clearfil Tri-S Bond	Kuraray	HEMA, MDP, Bis-GMA, hidrofobik dimetakrilat, su, koloidal silika, kamforokinon
One Coat 7.0	Coltene Whaledent	HEMA, UDMA, fosforik asit metakrilat, poliakriliknasit metakrilat, su, etanol, kamforokinon
Xeno V	Dentsply	Bifonksiyonel akril rezin, akrilo alimino alkil sülfonik asit, akrilik asit, bütıl benzen diol, tert-bütanol, su, kamforokinon
Filtek Z250	3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA

3.1 Kullanılan Materyaller

Optibond All-In-One

7. jenerasyon dentin bonding sistemi olan Optibond All-In-One; tek basamaklı ve asit-primer ve bonding işlemlerini bir araya getiren, direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanılabilen tek basamaklı bir self-etch adezivdir. Nanofil dolduruculudur ve florür salma özelliğine sahiptir.

Monomer olarak gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM), yardımcı monomer olarak ise mono- ve di- fonksiyonel metakrilat monomerleri içerir. İçerisinde çözücü olarak su, aseton ve etanol bulunur. Kamforokinon bazlı fotoinisyatör sisteme sahip olduğundan ışıkla polimerize olur. İçerdiği sodyum hekzaflorosilikat sayesinde florür salınımı gerçekleştirir (101) (Resim 1).

Clearfil S³ Bond

Clearfil Tri-S Bond; direkt restorasyonlarda kullanılabilen, içerisinde adeziv monomer olarak 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat (MDP), hidrofilik monomer olarak HEMA, bağlayıcı monomer olarak ise Bis-GMA bulunduran tek basamaklı bonding ajanıdır. MDP, mine ile hem kimyasal, hem de mekanik bağlanma sağlar. Ayrıca içeriğinde doldurucu olarak hidrofobik dimetakrilat, di-kamforokinon, etil alkol ve silanlanmış koloidal silika barındırır. Mikro (nano) dolduruculudur, su ve etanol içerir. Işıkla sertleşir (102) (Resim 1).

One Coat 7.0

7. jenerasyon dentin bonding ajanıdır. İçerisinde HEMA, UDMA, fosforik asit metakrilat, poliakrilik asit metakrilat, etanol ve su bulunur. Işıkla sertleşir. Antibakteriyel etkisi vardır (103) (Resim 1).

Xeno V

Xeno V; direkt restorasyonlarda kullanılabilen, içerisinde bifonksiyonel akril rezin, akrilo alimino alkilsulfonik asit, ters fonksiyon gören fosforik asit ester, akrilik asit, tert-butanol ve su bulunduran tek basamaklı bonding ajanıdır. Işıkla sertleşir (104) (Resim 1).

Kompozit Rezın (Filtek Z250)

3M ESPE Filtek Z250 universal bir restoratif materyal olup görünür ışıkla aktive olan, radyopak, posterior ve anterior bölgelerde direkt veya indirekt restorasyonlarda kullanılabilen bir rezin kompozittir. Filtek Z250 materyalindeki doldurucu; zirkonia/silikadır. İnorganik doldurucular hacim olarak %60 (silan uygulaması olmaksızın) olup partikül büyüklükleri 0,01 ile 3,5 µm arasında değişmektedir. Organik matris; Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA içermektedir. 15 farklı renk seçeneği bulunmaktadır (105) (Resim 2).



Resim 1: Çalışmada kullanılan tek basamaklı dentin bonding sistemleri; Optibond All-In-One, Clearfil Tri-S Bond, One Coat 7.0, Xeno V.



Resim 2: Çalışmada kullanılan kompozit materyal; Filtek Z250.

3.2 Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışma, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarları imkanları kullanılarak gerçekleştirildi.

Araştırmamızda, yeni çekilmiş 196 adet çürüksüz sığır kesici dişleri kullanıldı. Dişlerin kökleri mine-sement sınırından kesilerek uzaklaştırıldı ve deney gerçekleşinceye kadar dişler timollü su içerisinde oda sıcaklığında saklandı. Dişlerin labial yüzeylerinden mineleri kaldırılarak dentin yüzeylerinin açığa çıkması sağlandı. Dentin yüzeyleri hazırlanırken, pulpa üzerinde 2 mm kalınlığında dentin bulunmasına dikkat edildi. Kalan dentin kalınlığı bir kumpas yardımıyla ölçüldü (Resim 3). Labial yüzeyler sırasıyla 100, 600 ve 1200 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla ve su yıkaması altında cilalandı (Resim 4). Bonding materyallerini homojen olarak belirli bir alana uygulayabilmek amacıyla 4 mm çapındaki adeziv teyp dentin yüzeylerine yapıştırıldı. Prepare edilen dişler dört farklı tek basamaklı self-etch dentin bonding sistemlerinin (Optibond All-In-One, Clearfil Tri-S Bond, One Coat 7.0, Xeno V) uygulanması amacıyla her grupta 49 adet diş olmak üzere rastgele dört gruba ayrıldı. Bonding sistemlerinden her biri firmaların önerileri doğrultusunda bu dişlere uygulandı.



Resim 3: Dentin kalınlığını ölçmek için kullanılan kumpas.



Resim 4: Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı (Phoenix Beta, Buehler, USA).

Grup I: Dişlerin labial yüzeyleri cilalandıktan sonra OptiBond All-In-One (Kerr) self-etch adeziv fırça yardımıyla 20 sn boyunca ajite edilerek sürüldükten sonra havayla kurutuldu ve aynı işlem 20 saniye boyunca tekrar edilip tekrar havayla kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi.

Grup II: Dişlerin labial yüzeyleri cilalandıktan sonra Clearfil Tri-S Bond (Kuraray Dental) self-etch adeziv fırça yardımıyla sürülüp 20 saniye boyunca bekletildikten sonra havayla kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi.

Grup III: Dişlerin labial yüzeyleri cilalandıktan sonra One Coat 7.0 (Coltene Whaledent) self-etch adeziv fırça yardımıyla 20 saniye boyunca ajite edilerek sürüldükten sonra havayla kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi.

Grup IV: Dişlerin labial yüzeyleri cilalandıktan sonra Xeno V (Dentsply) self-etch adeziv fırça yardımıyla ardı ardına 2 kere sürülüp 20 sn boyunca ajite edildikten sonra 5 saniye hava ile kurutularak 20 saniye süresince ışıkla sertleştirildi.

Dişlere tek basamaklı self-etch bonding sistemler uygulandıktan hemen sonra, çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı (Resim 5). Her tabaka 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi. Işık aleti olarak Optilux 501 (Kerr) kullanıldı ve polimerizasyon öncesi aletin üzerindeki sensör yardımıyla ışık gücü ölçüldü (Resim 6). Polimerizasyondan sonra plastik kalıplar kompozit rezine stres uygulanmayacak şekilde dikkatlice çıkartıldı. Restorasyonlar bittikten

sonra deney grupları (n=49) her grupta n=7 olmak üzere 7 alt gruba ayrıldı (Tablo 2).



Resim 5: Çalışmada kullanılan adeziv teyp ve silindir şeklindeki plastik kalıp.



Resim 6: Restorasyonların polimerizasyonunda kullanılan ışık aleti; Optilux 501 (Kerr, Switzerland).

Tablo 2: Kontrol ve deney gruplarının uygulanacak işlemlere göre ayrılması

Kontrol grubu	Termosiklus (TS) uygulaması yapılanlar	Hızlandırılmış (HY) yaşlandırma uygulananlar
n=7	TS 500 (n=7)	HY 1 hafta (n=7)
	TS 2000 (n=7)	HY 3 hafta (n=7)
	TS 4000 (n=7)	HY 6 hafta (n=7)

I. grup olan kontrol grubundaki dişler 24 saat boyunca 37 C'de bekletildi ve sonrasında 0.5 mm/dak. hızla makaslama dayanımı testi uygulandı.

II. grupta termosiklus uygulanan dişler üç alt gruba ayrıldı ve 5 - 55 C'de 500, 2000 ve 4000 termosiklus döngüsü uygulandı (Resim 7).

III. grupta yer alan dişler ise 37 C'de 1, 3 ve 6 hafta boyunca etüvde bekletilerek hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulandı (Resim 8).

Termosiklus ve hızlandırılmış yaşlandırma işlemleri sonrasında Instron Universal Test Makinesi'ne aktarılan örneklere 0.5mm/dak. hız uygulanarak makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımları ölçüldü (Resim 9).



Resim 7: Çalışmada kullanılan termosiklus makinesi (Salubris Technica, Türkiye).



Resim 8: Çalışmada kullanılan etüv (Memmert, Germany).



Resim 9: Çalışmada kullanılan Instron Universal Test Makinesi.

3.3 İstatistiksel Analiz

Grupların farklı termosiklus döngüsü ve hızlı yaşlandırma süreçleri sonrası bağlanma değerlerinin değişimindeki farklılık ve grupların kendi arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi, farkların analizine imkan veren ‘One way ANOVA’ ve ‘post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY’ testi ile gerçekleştirilmiştir.

4 BULGULAR

Bu çalışmada dentin yüzeylerine Optibond All-In-One, Clearfil Tri-S Bond, One Coat 7.0 ve Xeno V tek basamaklı dentin bonding sistemleri uygulanarak üzerlerine Filtek Z250 kompozit rezin yerleştirilmiştir. Örneklere 500, 2000, 4000 termosiklus döngüsü ve 1, 3, 6 hafta boyunca hızlı yaşlandırma uygulanmıştır. Bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular incelenmiştir.

Tüm deney ve kontrol gruplarında yapay yaşlandırma sonrası elde edilen değerler Tablo 3' de gösterilmektedir.

Tablo 3: Termosiklus ve hızlı yaşlandırma uygulanan tüm materyallerde makaslama kuvveti uygulanması sonrası elde edilen tüm değerler (MPa) (TS: Termosiklus, HY: Hızlı Yaşlandırma).

Grup	Kontrol	TS 500	TS 2000	TS 4000	HY 1 HAFTA	HY 3 HAFTA	HY 6 HAFTA
OPTIBOND	21,980	18,790	11,160	12,910	25,010	18,930	21,350
	18,300	12,690	13,750	13,650	22,760	19,230	19,450
	16,240	15,720	15,230	16,620	22,450	26,340	14,980
	20,470	15,470	7,800	11,360	25,230	13,350	19,510
	16,720	15,510	17,150	20,360	18,600	26,060	20,140
	16,370	15,170	19,060	15,690	16,630	24,400	19,950
	20,650	18,290	18,640	7,770	13,480	14,690	25,350
TRI-S BOND	14,990	15,100	16,180	12,330	16,250	13,750	13,130
	18,000	14,980	14,720	14,700	16,160	9,600	10,160
	20,080	11,620	10,600	14,140	12,370	7,400	4,760
	15,030	15,920	9,380	10,980	7,530	9,290	9,030
	14,420	13,190	9,243	8,530	17,430	9,710	9,040
	16,690	20,240	9,023	11,060	13,390	11,960	9,300
	18,100	11,100	15,320	9,850	13,920	13,800	6,310
ONE COAT	22,870	11,990	12,730	10,370	14,340	16,800	16,770
	22,160	16,760	14,250	11,000	8,860	8,500	14,390
	20,750	10,930	19,530	17,200	15,080	12,650	9,860
	16,760	7,840	17,150	10,790	11,960	17,050	12,800
	10,420	14,270	9,522	12,480	18,220	15,440	7,660
	8,570	18,510	16,460	13,720	18,720	16,730	19,990
	16,460	15,260	11,650	8,150	18,680	15,090	18,480
XENO V	21,430	14,450	9,486	6,590	14,970	13,310	11,170
	22,380	19,400	8,683	8,030	23,280	9,428	10,570
	22,130	12,030	10,720	6,740	21,360	15,140	17,370
	11,900	12,400	15,800	10,140	12,990	15,240	16,240
	16,170	20,070	8,401	10,460	15,530	14,700	17,240
	23,330	22,760	9,782	8,730	14,410	20,120	18,680
	15,310	13,180	10,560	8,990	19,610	19,630	10,240

Yapay yaşlandırma uygulanan materyallerde farklı döngü ve zaman aralığına bağlı olarak elde edilen değerler Tablo 4’de gösterilmektedir.

Tablo 4: Farklı döngülerde termosiklus ve farklı sürelerde hızlı yaşlandırma uygulanan materyallerde makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı (MPa) (ort \pm ss).

Materyal	Uygulama	Döngü	MPa (m \pm ss)
OPTIBOND	Termosiklus	TS 500	15,948 \pm 2,051
		TS 2000	14,684 \pm 4,120
		TS 4000	14,051 \pm 4,026
	Hızlı Yaşlandırma	1 HF	20,594 \pm 4,461
		3 HF	20,428 \pm 5,309
		6 HF	20,104 \pm 3,059
TRI-S BOND	Termosiklus	TS 500	14,593 \pm 3,084
		TS 2000	12,157 \pm 3,333
		TS 4000	11,656 \pm 2,226
	Hızlı Yaşlandırma	1 HF	13,864 \pm 3,323
		3 HF	10,787 \pm 2,433
		6 HF	8,818 \pm 2,692
ONE COAT	Termosiklus	TS 500	13,651 \pm 3,655
		TS 2000	14,470 \pm 3,470
		TS 4000	11,958 \pm 2,891
	Hızlı Yaşlandırma	1 HF	15,123 \pm 3,764
		3 HF	14,608 \pm 3,091
		6 HF	14,278 \pm 4,509
XENO V	Termosiklus	TS 500	16,327 \pm 4,323
		TS 2000	10,490 \pm 2,496
		TS 4000	8,526 \pm 1,516
	Hızlı Yaşlandırma	1 HF	17,450 \pm 3,935
		3 HF	15,367 \pm 3,669
		6 HF	14,501 \pm 3,672
OPTIBOND	KONTROL		18,676 \pm 2,354
TRI-S BOND			16,758 \pm 2,080
ONE COAT			16,856 \pm 5,623
XENO V			18,950 \pm 4,433

Kontrol grubu ile deney grupları arasındaki fark değerleri Tablo 5’de gösterilmektedir.

Tablo 5: Farklı döngülerde termosiklus ve farklı sürelerde hızlı yaşlandırmaya tabi tutulan materyallerde makaslama kuvveti uygulanması sonrası deney ve kontrol grup farklarının değerleri (Mpa) (TS: Termosiklus, HAF: Hafta, F: Deney ve kontrol grupları arasındaki fark).

Grup	Kontrol	TS 500	F 500	TS 2000	F 2000	TS 4000	F 4000	HAF 1	F 1	HAF 3	F 3	HAF 6	F 6
OPTIBOND Mean	18,676	15,948	2,727	14,684	3,991	14,051	4,624	20,594	-1,918	20,428	-1,753	20,104	-1,428
Std. Deviation	2,354	2,051	1,972	4,120	5,763	4,026	6,013	4,461	4,463	5,309	7,400	3,059	2,468
TRI-S BOND Mean	16,758	14,593	2,166	12,157	4,602	11,656	5,103	13,864	2,894	10,787	5,971	8,818	7,940
Std. Deviation	2,08	3,084	4,316	3,333	3,672	2,226	1,907	3,323	4,071	2,433	3,635	2,692	4,413
ONE COAT Mean	16,856	13,651	3,204	14,470	2,385	11,958	4,897	15,123	1,733	14,608	2,247	14,278	2,577
Std. Deviation	5,623	3,655	7,818	3,470	5,964	2,891	6,595	3,764	8,685	3,091	7,610	4,509	7,388
XENO V Mean	18,95	16,327	2,623	10,490	8,460	8,526	10,424	17,450	1,500	15,367	3,583	14,501	4,448
Std. Deviation	4,433	4,323	4,686	2,496	6,340	1,516	5,644	3,935	4,601	3,669	6,258	3,672	5,718

Gruplararası kontrol ve termosiklus döngülerinin karşılaştırılması Tablo 6’da gösterilmektedir. Clearfil Tri-S Bond ve Xeno V gruplarında farklar anlamlıdır.

Tablo 6: Uygulama yapılan materyallerde farkların anlamlılığının saptanması için gruplar arası kontrol ve termosiklus döngülerinin karşılaştırılması (One way ANOVA) (*: Anlamlı).

	F	Anlamlılık
OPTIBOND Devir 500, 2000, 4000	2,736	0,066
TRI-S BOND Devir 500, 2000, 4000	5,206	0,007*
ONE COAT Devir 500, 2000, 4000	1,777	0,178
XENO V Devir 500, 2000, 4000	14,233	0*

Farklı materyallerde termosiklus döngülerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması Tablo 7’de gösterilmiştir. Bulgulara göre Clearfil Tri-S Bond materyalinde 2000 ve 4000 termosiklus döngüsü uygulamaları sonrası elde edilen bağlanma değerleri kontrol grubuna göre anlamlı olarak azalmıştır. Aynı şekilde Xeno V materyalinde de 2000 ve 4000 termosiklus döngüsü uygulamaları sonrası elde edilen bağlanma değerleri kontrol grubuna göre anlamlı olarak azalmıştır. Ayrıca Xeno V materyalinde 2000 ve 4000 termosiklus uygulamaları sonrası bağlanma değerleri; 500 termosiklus döngüsüne kıyasla da anlamlı olarak düşüktür.

Tablo 7: Farklı materyallerde termosiklus döngülerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması (post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY testi) (*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0,05$).

Materyal Grupları			Ortalamalararası Farklar	Anlamlılık
OPTIBOND	<i>Kontrol</i>	TS 500	2,727	0,421
		TS 2000	3,991	0,131
		TS 4000	4,624	0,064
	<i>TS 500</i>	TS 2000	1,264	0,887
		TS 4000	1,897	0,703
	<i>TS 2000</i>	TS 4000	0,633	0,983
TRI-S BOND	<i>Kontrol</i>	TS 500	2,166	0,463
		TS 2000	4,602	0,021*
		TS 4000	5,103	0,009*
	<i>TS 500</i>	TS 2000	2,436	0,362
		TS 4000	2,937	0,212
	<i>TS 2000</i>	TS 4000	0,501	0,986
ONE COAT	<i>Kontrol</i>	TS 500	3,204	0,463
		TS 2000	2,385	0,691
		TS 4000	4,897	0,134
	<i>TS 500</i>	TS 2000	-0,819	0,981
		TS 4000	1,693	0,861
	<i>TS 2000</i>	TS 4000	2,512	0,656
XENO V	<i>Kontrol</i>	TS 500	2,623	0,492
		TS 2000	8,460	0,001*
		TS 4000	10,424	0,000*
	<i>TS 500</i>	TS 2000	5,837	0,019*
		TS 4000	7,801	0,001*
	<i>TS 2000</i>	TS 4000	1,964	0,708

Gruplarası kontrol ve hızlı yaşlandırma süreçlerinin karşılaştırılması Tablo 8’de verilmektedir. Clearfil Tri-S Bond grubunda farklar anlamlıdır.

Tablo 8: Hızlı yaşlandırma uygulaması yapılan materyallerde farkların anlamlılığının saptanması için gruplararası kontrol ve hızlı yaşlandırma süreçlerinin karşılaştırılması (One way ANOVA) (*: Anlamlı).

	F	Anlamlılık
OPTIBOND Hafta 1, 3, 6	0,340	0,797
TRI-S BOND Hafta 1, 3, 6	11,928	0,000*
ONE COAT Hafta 1, 3, 6	0,487	0,695
XENO V Hafta 1, 3, 6	1,829	0,169

Farklı materyallerde hızlı yaşlandırma süreçlerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması Tablo 9’da gösterilmektedir. Bulgulara göre Clearfil Tri-S Bond materyalinde 3. ve 6. hafta süreli hızlı yaşlandırma uygulamaları sonrasında elde edilen bağlanma değerleri kontrol grubuna göre, 6. hafta sonucunda elde edilen değerler 1. haftaya göre anlamlı olarak azalmıştır.

Tablo 9: Farklı materyallerde hızlı yaşlandırma sürelerine göre grup ortalamalarının karşılaştırılması (post hoc karşılaştırmalar TUKEY testi) (*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar $p < 0,05$).

Materyal Grupları		Ortalamalararası Farklar	Anlamlılık
OPTIBOND	Kontrol H 1	-1,918	0,803
	H 3	-1,753	0,841
	H 6	-1,428	0,906
	H 1 H 3	0,166	1,000
	H 6	0,490	0,996
	H 3 H 6	0,324	0,999
TRI-S BOND	Kontrol H 1	2,894	0,206
	H 3	5,971	0,002*
	H 6	7,940	0,000*
	H 1 H 3	3,077	0,165
	H 6	5,046	0,009*
	H 3 H 6	1,968	0,524
ONE COAT	Kontrol H 1	1,733	0,878
	H 3	2,247	0,769
	H 6	2,577	0,688
	H 1 H 3	0,514	0,996
	H 6	0,844	0,983
	H 3 H 6	0,330	0,999
XENO V	Kontrol H 1	1,500	0,891
	H 3	3,583	0,345
	H 6	4,448	0,178
	H 1 H 3	2,083	0,757
	H 6	2,948	0,511
	H 6 H 6	0,865	0,976

Tüm kontrol ve deney gruplarında uygulama sonrası oluşan farkların materyallere göre karşılaştırılması Tablo 10'da gösterilmektedir. Bulgulara göre 6 haftalık yaşlandırma süresi sonunda Clearfil Tri-S Bond materyalinin bağlanma değeri Optibond All-In-One materyaline göre anlamlı olarak azalmıştır.

Tablo 10: Termosiklus ve hızlı yaşlandırma uygulanan kontrol ve deney gruplarının ortalamaları arasındaki farkların materyallere göre karşılaştırılması (post hoc çoklu karşılaştırmalar TUKEY testi).

Materyal Grupları			Ortalamalararası Fark	Anlamlılık
TS 500	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	0,561	0,997
		ONE COAT	-0,477	0,998
		XENO V	0,104	1,000
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	-1,038	0,981
		XENO V	-0,457	0,998
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	0,581	0,997
TS 2000	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	-0,610	0,997
		ONE COAT	1,606	0,948
		XENO V	-4,468	0,447
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	2,216	0,876
		XENO V	-3,858	0,569
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	-6,074	0,197
TS 4000	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	-0,478	0,998
		ONE COAT	-0,273	1,000
		XENO V	-5,800	0,208
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	0,206	1,000
		XENO V	-5,321	0,273
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	-5,527	0,244
HAF 1	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	-4,813	0,491
		ONE COAT	-3,651	0,642
		XENO V	-3,418	0,688
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	1,161	0,981
		XENO V	1,394	0,969
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	0,233	1,000
HAF 3	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	-7,724	0,139
		ONE COAT	-4,000	0,654
		XENO V	-5,336	0,423
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	3,724	0,702
		XENO V	2,388	0,898
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	-1,336	0,980
HAF 6	<i>OPTIBOND</i>	TRI-S BOND	-9,368	0,015*
		ONE COAT	-4,006	0,505
		XENO V	-5,877	0,192
	<i>TRI-S BOND</i>	ONE COAT	5,363	0,259
		XENO V	3,491	0,615
	<i>ONE COAT</i>	XENO V	-1,871	0,911

5 TARTIŞMA

Bu çalışmada, 4 adet tek basamaklı dentin bonding sisteminin farklı termosiklus döngüsü ve hızlı yaşlandırma süreçleri sonrasında dentine olan bağlanmalarının makaslama testi ile ölçülerek değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Tüm bonding sistemleri sıgır dişlerinin labial yüzeylerine uygulandıktan sonra, tabakalama tekniği ile silindir blok halinde kompozit rezin yerleştirilmiş ve alt gruplara ayrılarak 500, 2000 ve 4000 termosiklus döngüsü ile 1, 3 ve 6 haftalık hızlı yaşlandırma deneyleri uygulanmıştır. Bonding ajanlarının dentine bağlanmaları makaslama kuvvetlerine karşı dayanımları ölçülerek değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizde, kontrol grubu ile termosiklus ve hızlı yaşlandırma deneyleri sonrası ölçümler karşılaştırılmıştır.

Mineye bağlanmada, Buonocore'un 1955'te yılında önerdiği asitleme tekniğinden beri başarı sağlanmaktadır (36). Dentine bağlanma, restoratif diş hekimliği tarihinde her zaman mineden daha zor olmuştur. Dentin kanalları mikromekanik bağlanma için en uygun yerlerdir. Bu kanallar, içerdikleri sıvı yüzünden bağlanmayı kötü etkilerler. Bunun sebebi; derin dentinde yüzeyel dentine oranla kanal genişliğinin artmasıdır (46). Genel olarak bağlanmayı etkileyen faktörler arasında; dişin yaşı, dentin kanallarının ve mine prizmalarının yönü, dentinin yapısı, smear tabakasının varlığı (48), yüzeyin nem derecesi (106, 107, 108), mm²deki dentin kanallarının sayısı ve intratübüler ile intertübüler dentin miktarı, sıgır veya insan dişi olması ve kullanılan adeziv türü (106) sayılabilir.

Dentin adezivlerinin bağlanma dayanımları, in vitro koşullarda, ağız ortamına benzetmek amacıyla birçok testle değerlendirilebilir. Bu testlerden biri de termosiklus yöntemidir. Termosiklus yöntemi,

materyallerin yaşlanma işlemini taklit etmek ve hızlandırmak amacıyla kullanılır (109). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. (110). Gale ve Darwell (1999) yaptıkları bir çalışmada, 10000 termosiklus döngüsünün yaklaşık olarak 1 senelik ağız içi fonksiyonuna denk geldiğini bulmuşlardır (71). Bu yöntemde kullanılan sıcak su, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini hızlandırabilir ve bunun sonucunda, su bondingin yapısına girerek bozulmaya uğramış ürünlerin veya yeterli derecede polimerize olmayan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına sebep olabilir (111). Bununla beraber, restoratif materyalin yüksek derecede termal genleşme/büzülme katsayısına bağlı olarak, diş ile materyal ara yüzünde tekrarlayan genleşme/büzülme stresleri meydana gelir. Bu streslerin sonucunda bağlanan ara yüzler boyunca uzanan çatlaklar oluşabilir, böylece restorasyonun kenar bütünlüğü bozularak ağız sıvılarının bu çatlaklara girmesi kaçınılmaz olur. Bu olaya 'perkolasyon' adı verilir (71).

Bir başka hızlı yaşlandırma yöntemi ise; örnekleri 37 C suda bekleterek gerçekleştirilen yapay yaşlandırma yöntemidir. Örneklerin bekletildiği süre, birkaç haftadan birkaç seneye kadar değişebilir (83, 84, 85). Saklama çözeltisi genellikle sudur. Hızlı yaşlandırma yönteminde, bağlanma dayanımının azalması, öncelikle ara yüz bileşenlerinin hidroliz (özellikle rezin ve/veya kollajen) ile bozulmaya uğramasıyla meydana gelmektedir. Ayrıca, su polimer matris içerisine girer ve polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini zayıflatarak polimer matrisin mekanik özelliklerini azaltabilir. Bu olaya 'plastizasyon' adı verilir (75, 84). Yeterli derecede polimerize olmayan monomerler ve bozulmaya uğramış ürünler gibi bazı ara yüz bileşenleri birbirlerinden ayrışarak bağlanmayı zayıflatabilir (85). Uzun süre suya maruz kalma, kompozit rezinlerin bozulmasına (112, 113, 114), polimer

matrisin zayıflamasına (75, 114, 115) veya doldurucu-matris ara yüzündeki bağlanmanın yıkılmasına yol açabilir (116, 117).

Zamanla meydana gelen mekanik özelliklerdeki azalmalar, tek basamaklı sistemlerin içindeki bütün monomerlerin suyla karışmış olmasıyla açıklanabilir. Metakrilat monomerlerin yüksek ısıda hidrolitik bozulmaya uğraması, polimerlerin sertliğini etkileyebilir. Hidrolitik bozulmaya ek olarak, sulu bir ortamda asit-baz reaksiyonu asidik monomer ile fotoinisyatör sistemin amini arasında yer alabilir, bu durum da rezinin polimerizasyon sürecini engelleyebilir (118).

Birçok çalışmada yeterli sayıda insan dişi bulunması zor olduğundan sığır dişi kullanılmıştır. İdeal olarak bağlanmayla ilgili çalışmaların canlı insan dişlerinde uygulanması gerekse de, sığır dişlerinin bağlanma dayanımı testleri için uygun olduğu bildirilmiştir (119, 120).

Bu çalışmada uygulanan tüm termosiklus ve hızlı yaşlandırma testleri sonucunda, Clearfil Tri-S Bond'un bağlanma dayanımında diğer tek basamaklı bonding ajanlarına kıyasla daha fazla azalma görülmüştür. Salz ve ark. (2005) sulu bir çözeltide 37 C'de 16 hafta sonra MDP konsantrasyonunda anlamlı derecede azalma gözlemlenmiştir (121). Clearfil Tri-S Bond, fonksiyonel monomer olarak hidrofilik asidik monomer MDP (10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat), HEMA (2-hidroksietil metakrilat), DMA (dimetakrilat), su ve kamforokinon içermektedir (102). Asidik etki, MDP'nin su ile oluşturduğu asidik özelliği sayesinde meydana gelmektedir. MDP, dentin içine girerek dental kollajen ağın ıslanmasını sağlar ve dentini asitlemiş olur. İçerdiği kalsiyum tuzu çözünmez özelliğe sahip olduğundan, hidroksiapatit bazlı maddeye karşı moleküler bağlanması karardır. MDP içindeki su, hidrolitik bozulmaya olan eğilimi

arttırmaktadır (118). Bu durum, bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlarla uyumludur.

Inoue ve ark. (2005), MDP'nin hidrolitik kararlılığının çok iyi olduğunu ve dentinle etkileşiminin dentin-adeziv ara yüzünün uzun dönem dayanıklılığına katkıda bulunduğunu bildirmişlerdir (122). Bu sonuç, bizim bulduğumuz sonuçlarla uyumsuzdur.

Sadr ve ark. (2007), saklama sürecinin ve ısısının 2 adet tek basamaklı self-etch sistem üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. 60 hafta boyunca 37 C suda bekletilen Clearfil Tri-S Bond uygulanan örneklerin bu sürenin sonunda bağlanma dayanımlarının anlamlı olarak azaldığını belirtmişlerdir. Isıya maruz kalan bu all-in-one adezivin asitleme yeteneğinin eksildiğini saptamışlardır (118). Bu çalışmada elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar ile uyumludur.

Garcia ve ark. (2007) 4 farklı iki basamaklı self-etch sistem, 4 farklı tek basamaklı self-etch sistem ve 1 adet total-etch sistemi sığır dişlerine uygulayarak 1 hafta ve 1 yıl boyunca 37 C distile suda bekletmiş ve makaslama testi uygulamışlardır. Bu deney sonucunda 1 sene suya maruz kalan örneklerin çoğunun bağlanma dayanımlarında %50'ye yakın düşüş gözlemlenmiştir (123). Bu çalışmada elde edilen sonuçlarla bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar ile uyumludur.

All-in-one adezivlerle yapılan birçok çalışmada, adeziv ara yüzü içinde su ağacı, su baloncukları ve faz ayrışması meydana geldiği bildirilmiştir (124, 125, 126, 127, 128). Ayrıca, tek basamaklı self-etch sistemlerde bonding ile rezin tabakası arasında oluşan nanosızıntı oranının fazla olması, içerdikleri yüksek konsantrasyondaki su ve çözücülere (aseton ve etanol) bağlıdır (129, 130). Su, dentin sert

dokusunun asidik monomerle demineralizasyonu için esas bileşendir. Aseton ve etanol su ile birleşerek rezin için yardımcı çözücü görevini üstlenir. Bununla birlikte, bonding rezinin hidrofilik yapıda olması sebebiyle ışıqla polimerizasyonu sonrası hem bonding yapısı içine su alınır, hem de suda çözünen hidrofilik monomerlerin ayrışması sonucu yapıda sürekli bir su giriş-çıkışı olur (31, 131).

Su emilimi, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulmasında önemli bir faktördür. Suyun rezin tarafından tutulması, doldurucu ve matris arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matrisin plastizasyonunda, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında doğrudan etkilidir (132).

Hashimoto ve ark. (2007), suyun tek basamaklı self-etch adezivlere olan etkisini araştırmışlardır. Kuru dentine bağlanan adezivler polimerizasyondan sonra kuru ortamda saklandığında çok az nanosızıntı ve çok yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşırken, suda bekletilen örneklerde bağlanma dayanımı değerleri hemen hemen tüm all-in-one sistemler için sifira yakın bulunmuştur. Tüm all-in-one adezivler yüksek konsantrasyonlarda hidrofilik ve iyonik rezin monomerler taşırlar. Bu sayede, su tamamen ortamdan çıkamayabilir ve polimerizasyondan sonra bile rezin-dentin ara yüzünde kalabilir (124).

Hashimoto ve ark. (2004) yaptıkları başka bir çalışmada, dentin kanallarından rezin-dentin ara yüzüne olan su hareketinin polimerizasyon sırasında ve hemen sonrasında meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu hareket, bonding rezini içerisine su emilimi olmasına sebep olmaktadır (133).

Hidrofilik dental rezinlerin su emilimi hidrofobik dental rezinlere kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (134). Bu nedenle, hidrofilik tek basamaklı adezivlerin içerdiği yüksek orandaki su ve çözücüler yüksek derecede su emilimine katkıda bulunurlar. Su emilimi, örneklerin polimerizasyondan sonra kuru veya nemli ortamda saklanmasına bakılmaksızın bonding uygulama işlemi sırasında da meydana gelebilir. Su emilimi; elastik modülüsü ve aşınma veya bükülmeye karşı direnci azaltarak rezin restorasyonların kararlılığını bozabilir (135).

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarında, tüm termosiklus ve hızlı yaşlandırma deneyleri sonrasında bütün materyallerin bağlanma dayanımı değerleri makaslama testi ile değerlendirildiğinde, birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bunun sebebi; çalışmamızda kullanılan materyallerin içeriklerinin birbirlerinden farklı olmasıyla açıklanabilir. Optibond All-In-One adezivinde GPDM, nano-doldurucular ve etanol bulunmaktadır (101). Optibond All-In-One tüm deney sonuçlarında istatistiksel olmasa bile rakamsal olarak diğer materyallerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip görünmektedir. Bu durum olasılıkla tüm deney materyalleri arasında en az su emilimi göstermesine bağlanabilir. Bu materyalin içinde bulunan nano-doldurucular, organik matris oranını azaltarak materyalin su emilimine karşı daha dayanıklı olmasını sağlayabilir. Clearfil Tri-S Bond adezivin içeriğinde ise; MDP, HEMA ve Bis-GMA bulunmaktadır (102). One Coat 7.0 materyali Clearfil Tri-S Bond'a benzer olarak HEMA, farklı olarak UDMA ve etanol içermektedir (103). Yine Clearfil Tri-S Bond'a benzer olarak, Xeno V'te Bis-GMA rezini bulunmaktadır (104).

Hem Clearfil Tri-S Bond, hem de One Coat 7.0 materyalleri HEMA içermektedir. HEMA; bozulmaya eğilimli hidrofilik monomerdır. Islatici ajan olarak rol oynar. Monomerlerin dentin içine girmesine ve kollajen

fibril ağının stabilize olmasına yardımcı olur. Özellikle all-in-one sistemlerde likit formdaki karışımın homojenitesini sağlar.

Carvalho ve ark. (2003), HEMA ve çözücü kombinasyonların dentinin bağlanma dayanımına olan etkilerini araştırmışlardır (136). Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37 C suda bekletildikten sonra HEMA/su çözeltisinin bağlanma dayanımı HEMA/etanol çözeltisinden daha düşük bulunmuştur. Bizim yaptığımız çalışmada, One Coat 7.0'ın bağlanma dayanımı değerlerinin Clearfil Tri-S Bond'dan daha yüksek bulunmasının nedeni; One Coat 7.0 materyalinde HEMA/etanol çözeltisi bulunurken, Clearfil Tri-S Bond adezivinin HEMA/su çözeltisi içermesiyle açıklanabilir.

Samimi ve ark. (2007) 500 termosiklus uyguladıkları örneklerde başka bir all-in-one adeziv olan Prompt L-Pop'un dentine olan bağlanma dayanımının azalmadığını bildirmişlerdir (90). Prompt L-Pop ve Clearfil Tri-S Bond'un içeriğinde bulunan Bis-GMA, çapraz bağ monomerleri gibi hareket eder ve polimerizasyon oranını arttırarak materyalin mekanik özelliklerini geliştirir (118). Ancak su emilimi konusunda, UDMA'nın Bis-GMA'ya kıyasla daha hidrofobik özellikli olduğu gösterilmiştir.

Su emiliminde organik matrisi oluşturan monomerlerin hidrofobik yapısı önemli bir faktördür (13, 137). Bizim çalışmamızda Clearfil Tri-S Bond ve Xeno V adezivlerinin içerisinde bulunan Bis-GMA hidrofilik bir monomerdir, su molekülleri ile hidrojen bağı oluşturacak iki hidroksil grubu içerir. Pearson ve ark. (1989) yaptıkları bir çalışma sonucunda UDMA içeren kompozit rezinlerin Bis-GMA içeren rezinlere göre daha az su emilimi gösterdiklerini belirtmişlerdir (138). Sideridou ve ark. (2003), ışıkla sertleşen dimetakrilat bazlı dental rezinlerin su emilimi, su geçirgenliği ve elastisite modülüsünü inceledikleri bir çalışmada Bis-

GMA'nın en sert ağ oluşumuna sebep olduğunu, böylece TEGDMA'dan daha az, UDMA ve Bis-EMA'dan daha fazla su emdiğini belirtmişlerdir (13). Çalışmamızda kullanılan One Coat 7.0 adezivinin tüm termosiklus ve hızlı yaşlandırma deneyleri sonrası ölçülen bağlanma dayanımı değerlerinin rakamsal olarak Clearfil Tri-S Bond ve Xeno V adezivlerinden yüksek çıkmasının nedeni; olasılıkla One Coat 7.0'ın UDMA içerirken diğer iki adezivde Bis-GMA bulunmasıyla açıklanabilir.

Bulgularımıza göre istatistiksel olarak Optibond All-In-One'in bağlanma dayanımı değerleri hızlı yaşlandırma sonrası 6. haftada Clearfil Tri-S Bond'a kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Optibond All-In-One'in içinde nano-doldurucular olması sebebi ile organik matris miktarının ve dolaylı olarak su emiliminin az olması; buna karşı Clearfil Tri-S Bond materyalinde MDP'nin bulunması ve bu maddenin aşırı su emilimine yardımcı olması yukarıdaki bulguları açıklayabilir.

Elde edilen sonuçlara göre; termosiklus ve hızlı yaşlandırma çeşitli düzeylerde su emilimini ve dolaylı olarak bağlanma dayanımını etkileyebilir. Tek basamaklı adezivlerin suya karşı geçirgenliği su emilimini hızlandırabilir. Bu durum, self-etch adezivlerin yaşlandırma sonrası dentine bağlanmalarının azalmasını açıklayabilir. Ancak burada esas faktör, kullanılan dentin bondinglerin içeriğinden kaynaklanmaktadır.

6 SONUÇLAR

Dört farklı tek basamaklı dentin bonding sistemi uygulanmış dentin yüzeylerinin termosiklus ve hızlı yaşlandırma deneylerinden sonra bağlanma dayanımlarının in vitro olarak incelendiği bu araştırmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) 2000 ve 4000 döngü termosiklus uygulamaları sonucunda Clearfil Tri-S Bond ve Xeno V'in bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalmıştır.

2) Xeno V'in bağlanma dayanımı 2000 ve 4000 döngüde 500 döngüye kıyasla anlamlı olarak azalmıştır.

3) Optibond All-In-One ve One Coat 7.0 materyallerinde kontrol grubu ile 500, 2000 ve 4000 döngü termosiklus uygulamaları sonrasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark oluşmamıştır.

4) Tüm termosiklus uygulamalarında farkların anlamlılığı göz önüne alındığı zaman, sadece Clearfil Tri-S Bond'da anlamlı olarak bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür.

5) Hızlı yaşlandırma uygulaması sonrasında Clearfil Tri-S Bond materyalinde 3. ve 6. hafta sonrası kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımı anlamlı olarak azalmıştır.

6) Hızlı yaşlandırma gruplarında Clearfil Tri-S Bond materyalinde 6. hafta sonrası bağlanma dayanımı 1. haftaya kıyasla anlamlı olarak azalmıştır.

7) Optibond All-In-One, One Coat 7.0 ve Xeno V materyallerinde kontrol grubu ile 1., 3., 6. hafta hızlı yaşlandırma uygulamaları sonrasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark oluşmamıştır.

8) Tüm hızlı yaşlandırma uygulamalarında farkların anlamlılığı göz önüne alındığı zaman, sadece Clearfil Tri-S Bond'da anlamlı olarak bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür.

9) Uygulama materyallerinde elde edilen sonuçlarda, farkların gruplara bağlı olarak karşılaştırılması sonucunda sadece 6 haftalık hızlı yaşlandırma sonrasında Clearfil Tri-S Bond'un Optibond All-In-One 'a kıyasla bağlanma dayanımı anlamlı olarak azalmıştır.

7 KAYNAKLAR

- 1) Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cum Üni Diş Hek Fak Derg (4): 2, 128-131, 2001.
- 2) Qualtrough, AJE, Wilson NHF, Smith GA. The porcelain inlay: A historical view. Oper Dent 15: 61-70, 1990.
- 3) Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents or fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 8: 35-141, 1999.
- 4) Eren D, Bektaş ÖÖ. Dental adezivler. Cum Üni Diş Hek Fak Derg Cilt:9 Sayı:1, 2006.
- 5) Van Meerbek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent 28: 215-35, 2003.
- 6) Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: A Review. Oper Dent 22: 173-85, 1997.
- 7) Dumsha TC, Sydiskis RJ. Cytotoxicity testing of dentin bonding system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 59: 637-41, 1985.
- 8) Douglas WH. Clinical status of dentin bonding agents. J Dent 17: 209-15, 1989.
- 9) Van Meerbek B, Pertigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 26: 1-20, 1998.
- 10) Van Meerbek B, Landuyt KV, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater 24:1-13, 2005 (4'den alınmıştır).
- 11) Helvatjoglu – Antoniadis M, Koliniotou – Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentin shear bond

strength of current adhesive systems. *J Oral Rehab* 32(9): 911-17, 2004.

12) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84(2): 118-32, 2005.

13) Bektaş ÖÖ, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cum Üni Diş Hek Fak Derg* 9(2): 95-100, 2006.

14) Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 5: 111-24, 1992.

15) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-53, 1955.

16) Burke FJT, Qualtrough AJE, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. *JADA* 129: 455-60, 1998.

17) Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 5: 81-94, 1992.

18) Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and State of the art. *Quintessence Int.* 26: 95-110, 1995.

19) Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res* 73: 522-28, 1994.

20) Joynl RB, Davis EL. Dentin bonding agent and the smear layer. *Oper Dent* 16: 186-91, 1991.

21) Latta MA, Barmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 42: 567-77, 1998.

- 22) Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. *JADA* 131: 20-25, 2000.
- 23) Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. Structural evidence of a sealed tissue interface with total etch wet bonding technique, in vivo. *J Dent Res* 73: 629-36, 1994.
- 24) Fabianelli A, Kugel G, Ferrari M. Efficacy of self-etching primer on sealing margins of class II restorations. *Am J Dent* 16: 37-41, 2003.
- 25) Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int* 24: 335-42, 1993.
- 26) Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach. Third Edition.* Quintessence Pub Co Inc. 233-34, 2006.
- 27) Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 69(11): 726-31, 2003.
- 28) Tay FR, Pashley DH. Water treeing – a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 16: 6-12, 2003.
- 29) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 16: 329-34, 2003.
- 30) Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 84: 183-88, 2005.
- 31) Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30: 371-82, 2002.

- 32) Chan KM, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 16: 340-46, 2003.
- 33) Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatr Dent* 24: 456-61, 2002.
- 34) El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 8(2): 17-24, 2007.
- 35) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braern M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71: 1530-40, 1992.
- 36) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-53, 1955.
- 37) Bishara SE, Wald LV, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118: 288-94, 2000.
- 38) Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Restor Dent* 15: 43-49, 2003.
- 39) Burrow MF, Satoh M, Tagami J. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 10: 241-246, 1994.
- 40) Jacobsen T, Söderholm K-J. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 11: 132-36, 1995.
- 41) Perdiago J, Barateiri LN, Lopes M. Laboratory evaluation and clinical application of a new one-bottle adhesive. *J Esthet Dent* 11: 23-35, 1999.

- 42) Nalçacı A. Self-etch tek şişe bonding sistemlerinin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. A Ü Diş Hek Fak Derg 32(2): 85-90, 2005.
- 43) Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. Eur J Oral Sci 112: 286-92, 2004.
- 44) Ozok AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. Dent Mater 20: 479-86, 2004.
- 45) Frankenberger R, Perdiago J, Rosa BT, Lopes M. No-bottle vs multi-bottle dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 17: 373-80, 2001.
- 46) Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent 30: 63-8, 2005.
- 47) Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by phenyl-P self-etching primer. J Dent Res 73: 1212-20, 1994.
- 48) Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent 25: 355-72, 1997.
- 49) Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. TDBD 71: 10-4, 2002.
- 50) Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. TDBD 80: 57-9, 2004.
- 51) Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Self-etching bonding agents. Compend Contin Educ Dent 24: 447-57, 2003.
- 52) Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. Biomater 23: 4105-12, 2002.
- 53) Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek

B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83: 454-58, 2004.

54) Itou K, Torii Y, Takimura T, Chikami K, Ishikiwa K, Suzuki K. Effect of priming time on tensile bond strength to bovine teeth and morphologic structure of interfaces created by self-etching primers. *Int J Prosthodont* 14: 225-30, 2001.

55) Sano H, Hoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer in vivo. *J Dent Res* 78: 906-11, 1999.

56) Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 74: 1168-78, 1995.

57) Ozyurt P, Ersöz E. Tek şişe adeziv sistemlerin mineye bağlanma güçlerinin incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 26: 131-5, 1999.

58) Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: A self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19(8): 758-67, 2003.

59) Huang MS, Li MT, Huang FM, Ding SJ. The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentin. *J Oral Rehab* 31: 492-99, 2004.

60) Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg* 47(1): 77-82, 2005.

61) Leinfeder KF. Composite resins. *Dent Clin North Am* 29: 359-71, 1985.

62) Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int* 24: 641-57, 1993.

63) Craig RG. Direct esthetic restorative materials. *Rest Dent Mater* 244-67, 2002.

- 64) Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara-2000, Güneş Kitabevi LTD. Şti. Say: 1-20.
- 65) Swartz ML, Philips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 64: 12, 1396-1404, 1985.
- 66) Bayne SC, Hermann HO, Edward J. Update on dental composite restorations. *JADA* 125: 687-701, 1994.
- 67) Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 69(3): 852-56, 1990.
- 68) Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent* 16: 120-24, 2003.
- 69) Quilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 51: 263-69, 1993.
- 70) Davidson CL, Abdalla Al, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil* 20: 291-300, 1993.
- 71) Gale MS, Darwell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27: 89-99, 1999.
- 72) Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 80: 1605-14, 2001.
- 73) Nikaido T, Kunzelman KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 18: 269-75, 2002.
- 74) Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater* 24: 1013-21, 2003.

- 75) Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water – effect of degree conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 42: 465-72, 1998.
- 76) Pereira SMB, Castilho AA, Salazar-Marcho SM, Oliveira KMC, Vázquez VZC, Bottino MA. Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Braz J Oral Sci* 6(22): 1372-5, 2007.
- 77) Chadwick RG, McGabe JF, Walls AGW, Storer R. The effect of storage media upon the surface micro hardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater* 6: 123-8, 1990.
- 78) Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, Itoh T. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent* 29: 227-34, 2001.
- 79) Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 12: 302-7, 1996.
- 80) Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater* 14: 347-52, 1998.
- 81) Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 16: 1-6, 2000.
- 82) Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. 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. *Dent Mater* 17: 268-76, 2001.
- 83) Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3 step, total-etch 2 step, self-etch 2 step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 5: 47-56, 2003.
- 84) Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed

polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 12: 136-51, 2001.

85) Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based (μ TBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing. *Dent Mater* 17: 201-10, 2001.

86) Finer Y, Santerre JP. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 83: 22-6, 2004.

87) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25: 11-9, 2000.

88) Shih W, Lai Y, Liu J, Chia H, Lee S. Effects of saliva contamination on the shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement to primary teeth dentin. *J Dent Sci* 1(3): 101-6, 2006.

89) Rashidan N. Comparison of the shear bond strength between amalgam and bonding agent to enamel and dentin. *Res J Medicine & Med Sci* 1(3): 117-9, 2006.

90) Samimi P, Filsoufi A, Fathpour K. Composite-dentin bond strength of two adhesives in different conditions. *J Dent Res* 4(1): 36-9, 2007.

91) Phrakkonon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 14: 120-8, 1998.

92) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent Mater* 11: 117-25, 1995.

93) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17: 61-7, 1989.

94) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas M. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 14: 212-21, 1998.

- 95) Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:1033-42.
- 96) Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of micro-leakage for three one-bottle and three multi-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 82: 209-13, 1999.
- 97) Cardoso PE, Placido E, Moura SK. Micro-leakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent* 15: 164-8, 2002.
- 98) Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *J Dent* 22: 73-81, 1994.
- 99) Lopes MB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 17(2): 171-5, 2003.
- 100) Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentin by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 45: 355-61, 2000.
- 101) Optibond All-In-One. Technical Bulletin. Kerr Corporation, USA.
- 102) Clearfil S³ Bond. Brochure. Kuraray Dental, USA.
- 103) Coltene Whaledent çalışanı Martina Wüst'ten kişisel görüşme yoluyla elde edilmiştir.
- 104) Xeno V. Scientific Compendium. Dentsply, Germany.
- 105) Filtek Z250. Technical Product Profile. 3M ESPE, St. Paul, MN.
- 106) Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent* 5: 183-92, 2003.

- 107) Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande DH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 20: 669-76, 2004.
- 108) Pereira PN, Okuda M, Sanı H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15: 46-53, 1999.
- 109) Burger KM, Cooley RL, Garcia-Godoy F. Effect of thermocycling times on dentin bond strength. *J Esthet Dent* 6: 195-6, 1992.
- 110) International organization for stardardization ISO TR 11405. Dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure, 1994.
- 111) Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 79: 1385-91, 2000.
- 112) Söderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 60: 1867-75, 1981.
- 113) Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 63: 1248-54, 1984.
- 114) Calais JG, Söderholm KJ. Influence of filler type and watrer exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res* 67: 836-40, 1988.
- 115) Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater* 11: 354-8, 1995.
- 116) Pilliar Rm, Smith DC, Maric B. Fracture toughness of dental determined using the short-rod fracture toughness test. *J Dent Res* 65: 1308-14, 1986.
- 117) Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res* 71: 13-9, 1992.

- 118) Sadr A, Ghasemi A, Shimada Y, Tagami J. Effects of storage time and temperature on the properties of two self-etching systems. *J Dent* 35: 218-25, 2007.
- 119) Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible human teeth substitutes. *J Dent Res* 62: 1076-81, 1983.
- 120) Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Line SRP. Comparison of microtensile bond strength of human, bovine and porcine teeth. *J Adhes Dent* 6: 117-21, 2004.
- 121) Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 7: 107-16, 2005.
- 122) Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 84: 1160-4, 2005.
- 123) Garcia RN, de Goes MF, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Contem Dent Prac* 7: 1-11, 2007.
- 124) Hashimoto M, Fujita S, Kaga M, Yawaka Y. Effect of water on bonding of one-bottle self-etching adhesives. *J Dent Mater* 27(2): 172-8, 2008.
- 125) Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 7: 472-6, 2002.
- 126) Spencer P, Wang Y. Adhesives phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res* 62: 447-56, 2002.
- 127) Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 84: 183-8, 2005.
- 128) Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analysed by microtensile bond test,

scanning and transmission electron microscopy. *Biomater* 24: 3795-803, 2003.

129) Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 4: 255-69, 2002.

130) Lai SCN, Tay FR, Cheung GSP, Mak YF, Carvalho RM, Wei SHY, Toledano M, Osorio R, Pashley DH. Reversal of compromised bonding in bleached enamel. *J Dent Res* 81: 477-81, 2002.

131) Hashimoto M, Tay FR, Ito S, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Permeability of adhesive resin films. *J Biomed Mater Res* 74: 699-706, 2005.

132) Sevilmiş HH, Bulucu B. Adeziv materyallerin su emilimi özellikleri. *Hacettepe Diş Hek Derg* 31(2): 16-21, 2007.

133) Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 83: 843-8, 2004.

134) Ito S, Hashimoto M, Wadgaonka B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu CK, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus elasticity. *Biomater* 2005, 26: 6449-59.

135) Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res* 78: 906-11, 1999.

136) Carvalho RM, Mendonça JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FCP, Tay FR, Pashley DH. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res* 82(8): 597-601, 2003.

137) Öysaed H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 65: 1315-18, 1986.

138) Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 16: 57-61, 1989.

139) Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomater* 24(4): 655-65, 2003.

8 ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Hamdi Akverdi İlkokulu'nda, ortaokul öğrenimini Özel Sainte Pulcherie Ortaokulu'nda, lise öğrenimini Özel Saint Benoit Lisesi'nde tamamlamıştır. 2006 yılında Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimine başlamıştır.

