

K.K.T.C
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI ADEZİV SİSTEMİYLE UYGULANAN
KOMPOZİT REZİNLERİN FARKLI UYGULAMA
BASAMAKLARINDA MEYDANA GELEN TÜKÜRÜK
KONTAMİNASYONU ETKİSİNİN MİKRO-MAKASLAMA
KUVVETLERİ AÇISINDAN İNCELENMESİ

Diş Hek. Esra CENGİZ

Restoratif Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. Hikmet SOLAK

LEFKOŞA
2012

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

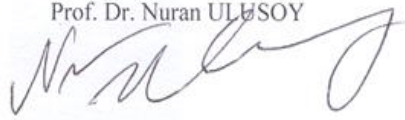
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 29.06.2012

İmza

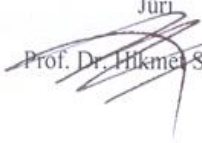
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Nuran ULUSOY



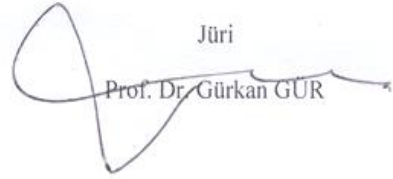
Jüri

Prof. Dr. Hikmet SOLAK



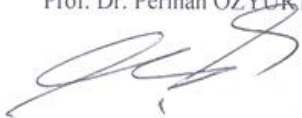
Jüri

Prof. Dr. Gürkan GÜR



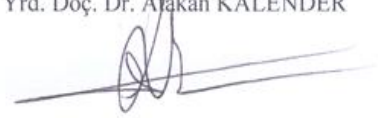
Jüri

Prof. Dr. Perihan ÖZYURT



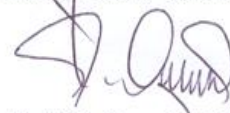
Jüri

Yrd. Doç. Dr. Atakan KALENDER



ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. İhsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olan, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof.Dr. Hikmet Solak'a teşekkür ederim.

Doktora eğitimimdeki önemli katkılarından ve desteğinden dolayı saygıdeğer hocam Prof. Dr. Nuran Ulusoy'a teşekkür ederim.

Başta Yrd. Doç. Dr. Atakan Kalender ve Dt Faruk Er olmak üzere anlayışları ve destekleri için Restoratif Diş Tedavisi ve Endodonti Anabilim Dalı'ndaki çalışma arkadaşlarıma, Dr. Hakan Bayındır ve Dr. Murat İçen'e teşekkür ederim.

Tezimin deney aşamasındaki yardımlarından dolayı üniversitemiz Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Ali Evcil'e, araştırma görevlisi Ibukun Oluwoye'ye, Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Laboratuvarı ve Diş Hekimliği Fakültesi Protez Laboratuvarı teknisyenlerine teşekkür ederim.

Dostluğuyla on iki senedir yanımda olan Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz'a, bilgisi ve yardımlarıyla beni her zaman destekleyen Yrd. Doç. Dr. H. Güney Yılmaz'a teşekkür ederim.

Her konuda tereddütsüz desteklerini hissettiğim, sevgileri ve inançlarıyla her zaman yanımda olan, bugünlere gelebilmemde en büyük pay sahibi annem Zekiye Cengiz, babam Mehmet Celal Cengiz ve kardeşim Ahmet Cihangir Cengiz'e teşekkür ederim.

ÖZET

Cengiz E. Üç Farklı Adeziv Sistemiyle Uygulanan Kompozit Rezinlerin Farklı Uygulama Basamaklarında Meydana Gelen Tükürük Kontaminasyonu Etkisinin Mikro-Makaslama Kuvvetleri Açısından İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2012.

Bu çalışmanın amacı, 3 farklı adeziv sistemin farklı uygulama basamaklarında oluşan tükürük kontaminasyonunun, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisini incelemektir. Çalışmamızda, 2 basamaklı total-etch adeziv sistem 2 basamaklı self-etch adeziv sistem ve tek basamaklı self-etch adeziv sistem örnekleri test edilmiştir. Yirmi dört adet çürüksüz molar dişin kullanıldığı çalışmamızda, mikro kesit alma cihazıyla her bir diştten 2 adet olmak üzere toplam 48 adet 1 mm'lik horizontal dentin kesidi elde edilmiş ve bu kesitler, test edilen adeziv sistemin tipine göre rastgele 3 gruba ayrılmıştır. Daha sonra her adeziv sistem için biri kontrol grubu olmak üzere tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamaya göre adeziv öncesi, adeziv sonrası ve polimerizasyon sonrası 4 alt grup oluşturulmuştur. Kontaminasyon için tek bir bireyden elde edilen doğal tükürük kullanılmıştır. Bütün gruplarda, mikro-makaslama bağlanma dayanım testi için dentin diskler üzerine kompozit rezin yerleştirilirken 0,7 mm çapında ve 1 mm yüksekliğinde şeffaf plastik tüpler kullanılmış, her dentin diski üzerine 3 adet kompozit rezin silindir yerleştirilmiştir. Böylece her grup için 12 adet kompozit rezin örnek elde edilmiştir. Bu örnekler 1 gün boyunca 37°C distile suda bekletildikten sonra, universal test cihazına yerleştirilmiş ve 1mm/dk'lık hızla makaslama kuvveti uygulanmıştır. Veriler tek yön varyans analizi (ANOVA) testi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak değerlendirilmiştir. İki basamaklı self-etch adezivin polimerizasyon sonrası grubu hariç diğer bütün grupların bağlanma

dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre düşüş saptanmıştır ($p<0,05$). Tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamaya göre bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında, bütün adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerlerindeki en az düşüşün polimerizasyon sonrası grupta olduğu sonucuna varılmıştır. Adeziv ncesi oluşan tükürük kontaminasyonunda, tek basamaklı self-etch sistemin 2 basamaklı self-etch sisteme göre, adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonunda ise 2 basamaklı total-etch sisteme göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu çalışmanın sınırları dâhilinde, tükürük kontaminasyonunun adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarını etkilediği ve bu etkinin adeziv sistemin tipine ve kontaminasyonun olduğu basamağa göre değişiklik gösterdiği sonucuna varılabilir.

Anahtar kelimeler: Tükürük kontaminasyonu, mikro-makaslama testi, dentin adeziv sistemler, kompozit rezin

ABSTRACT

Cengiz E. Evaluation of Influence of Salivary Contamination During Different Stages on Microshear Bond Strength of Composite Resin Applied With Three Different Adhesive Systems. Near East University, Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Restorative Dentistry, Lefkoşa, 2012.

The aim of this study was to investigate the influence of salivary contamination on bond strength to dentin during different application stages of 3 different adhesive systems. Two-step total-etch adhesive, two-step self-etch adhesive and one-step self-etch adhesive were used in this study. Twenty-four caries-free human molars were sectioned horizontally with a diamond saw to expose 1 mm thick dentin disks. Totally 48 disks (two dentin disks from each tooth) were obtained and these disks were randomly divided into 3 groups according to adhesives used. Each adhesive group was further subdivided into 4 groups according to contamination methods as follows: no contamination which was the control group, contamination before adhesive application, contamination after adhesive application and contamination after polymerization of the adhesive. For contamination, fresh saliva was collected from a single individual. In order to test the microshear bond strength of the groups, transparent plastic cylindrical molds with an internal diameter of 0,7 mm and a height of 1 mm were used to place composite resin on dentin disks. Three resin cylinders were attached on each dentin surface and 12 specimens were made for each group. All specimens were stored in distilled water at 37°C for 24 hours. Microshear bond strength test was measured at a cross-head speed of 1mm/min using an universal test machine. Data were analyzed by one way analysis of variance (ANOVA) and Tukey's Honestly Significant Difference post hoc test. Except when contamination occurred after the polymerization of two step self-etch adhesive, bond strength values of all groups showed statistically significant reduction

compared with control groups ($p<0,05$). The values of contamination after polymerization groups exhibited highest values among subgroups for all adhesives. One-step self-etch adhesive system showed statistically higher values compared to two-step self-etch adhesive system when saliva contamination occurred before adhesive application. Two-step total-etch adhesive system showed lower bond strength values compared to one-step self-etch adhesive system at contamination after adhesive application group. Within the limitations of this study, it can be concluded that, saliva contamination affects the bond strength to dentin of all adhesives used in this study and the type of adhesive and the stage of contamination can be effective on the bond strength of adhesive contaminated with saliva.

Key words: Saliva contamination, microshear bond strength, dentin adhesive systems, composite resin

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Resinler	3
2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı	4
2.1.1.1. Organik Faz	4
2.1.1.2. İnorganik Faz	6
2.1.1.3. Bağlayıcı Faz	7
2.1.2. Kompozitlerin Sınıflandırılması	8
2.1.2.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	8
2.1.2.2. İnorganik Doldurucuların Hacim Olarak Yüzdelere Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	11
2.1.2.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	11
2.1.2.4. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	12
2.2. Adezyon	13

2.3.	Diş Dokularının Yapısı ve Diş Dokularına Bağlanma	15
2.3.1.	Mine Dokusunun Yapısı ve Mineye Bağlanma Mekanizması	15
2.3.2.	Dentin Dokusunun Yapısı ve Dentine Bağlanma Mekanizması	18
2.3.2.1.	Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi	21
2.3.2.2.	Adezyonu Güçlendiren Ajanların Kullanılması (Primer Uygulanması)	24
2.3.2.3.	Bağlayıcı Ajanın Demineralize Dentin Yüzeyine İnfiltrasyonu (Dentin Adeziv Uygulanması)	27
2.3.3.	Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması	27
2.3.3.1.	Tarihsel Gelişimlerine Göre Dentin Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırılması	28
2.3.3.2.	Adeziv ve Smear Tabakası Arasındaki İlişkiye Göre Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması	29
2.3.3.3.	Adeziv ile Dentin arasındaki İlişkiye ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	30
2.4.	Adezyonu Etkileyen Klinik Faktörler	34
2.4.1.	Dişe Ait Faktörler	34
2.4.2.	Adezive Ait Faktörler	37
2.4.3.	Restoratif Materyale Ait Faktörler	37
2.4.4.	Hastaya Ait Faktörler	38
2.4.5.	Çevresel Faktörler	38
2.4.5.1.	Tükürük Kontaminasyonu	38
2.4.5.2.	Kan Kontaminasyonu	42

2.4.5.3. Hava-su Şırıngalarından Yağ Kontaminasyonu	42
2.5. Adeziv Sistemlerin Başarısının Değerlendirilmesi	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	45
3.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması	47
3.3. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesi	47
3.4. Tükürüğün Elde Edilmesi	49
3.5. Dentin Kesitlerinin Üzerine Kompozit Silindirlerin Yerleştirilmesi	49
3.6. Işık Kaynağı Seçimi ve Standardizasyonu	50
3.7. Adeziv Sistemlerin Uygulanması	51
3.7.1. Grup 1: İki Basamaklı Total-etch Adeziv Sistem (Prime Bond NT) Uygulanması	52
3.7.2. Grup 2: İki Basamaklı Self-etch Adeziv Sistem (Clearfil SE Bond) Uygulanması	55
3.7.3. Grup 3: Tek Basamaklı Self-etch Adeziv Sistem (Clearfil S ³ Bond) Uygulanması	57
3.8. Örneklerin Bekletilmesi	59
3.9. Üniversal Test Cihazı İçin Tutucu Çenelerin Hazırlanması	60
3.10. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Uygulanması	62
3.11. Örnek Sayısının Hesaplanması	65
3.12. İstatistiksel Değerlendirme	65
4. BULGULAR	67
4.1. Grup içi karşılaştırmalar	67
4.1.1. Prime&Bond NT İçin Grup İçi Karşılaştırmalar	67
4.1.2. Clearfil SE Bond İçin Grup İçi Karşılaştırmalar	70
4.1.3. Clearfil S ³ Bond İçin Grup İçi Karşılaştırmalar	72

4.2.	Gruplar Arası Karşılaştırmalar	75
4.2.1.	Kontrol Gruplarının (A) Karşılaştırılması	75
4.2.2.	Adeziv Öncesi Tükürük Kontaminasyonu (B) Gruplarının Karşılaştırılması	76
4.2.3.	Adeziv Sonrası Tükürük Kontaminasyonu (C) Gruplarının Karşılaştırılması	78
4.2.4.	Polimerizasyon Sonrası Tükürük Kontaminasyonu (D) Gruplarının Karşılaştırılması	80
5.	TARTIŞMA	85
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	118
	KAYNAKLAR	120
	YAYINLAR	143

SİMGELER VE KISALTMALAR

Å	Angstrom
°C	Derece Celsius
Ca ⁺²	Kalsiyum
Cl ⁻	Klor
°	Derece
dyne/cm	Dyne/santimetre
HCO ₃ ⁻	Bikarbonat
Ig A	İmmünoglobulin A
ISO	Uluslararası standartlar organizasyonu (<i>International Organization For Standardization</i>)
K ⁺	Potasyum
L	Litre
Max	Maksimum
Mg ⁺²	Magnezyum
Min	Minimum
mL/dk	Mililitre/dakika
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetrekare
µm	Mikrometre
mmHg	Milimetre civa
mmol/L	Milimol/Litre
mol/L	Mol/Litre

MPa	Megapaskal
mw/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
N/dk	Newton/dakika
Na ⁺	Sodyum
NH ₃	Amonyak
nm	Nanometre
(NH ₂) ₂ CO	Üre
pH	<i>Power of Hydrogen</i>
SCN ⁻	Tiyosiyanat
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (<i>Scanning electron microscope</i>)
s	Saniye

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Kompozit rezinlerin yapısı.	4
Şekil 2.2.	Değim açısı. A, Büyük değim açısı. B, Küçük değim açısı.	14
Şekil 3.1.	Düşük hızlı mikro kesit alma cihazı.	48
Şekil 3.2.	Akrilik blokların kesme cihazına yerleştirilmesi.	48
Şekil 3.3.	Dentin kesitlerinin üzerine kompozit silindirlerin yerleştirilmesi.	50
Şekil 3.4.	Kompozit silindir yerleştirilmiş dentin kesiti.	50
Şekil 3.5.	Metal çene tasarımı.	61
Şekil 3.6.	Üniversal test cihazı için hazırlanmış metal çene.	62
Şekil 3.7.	Parçaları birleştiren vidalar.	62
Şekil.3.8.	Üniversal test cihazı. (EZ-test- 500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya)	63
Şekil 3.9.	Kesitlerin akrilik bloklara yapıştırılması.	64
Şekil 3.10.	Akrilik blokların test cihazına yerleştirilmesi.	64
Şekil 3.11.	Telin kompozit silindir etrafına sarılması.	65
Şekil 4.1.	Prime&Bond NT'nin farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	68
Şekil 4.2.	Clearfil SE Bond'un farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	71

Şekil 4.3.	Clearfil S ³ Bond'un farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	73
Şekil 4.4.	Adeziv sistemlerin kontrol gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	75
Şekil 4.5.	Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	77
Şekil 4.6.	Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	79
Şekil 4.7.	Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	81
Şekil 4.8.	Üç farklı adeziv sistemin farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	84

TABLOLAR

Tablo 2.1.	İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması.	8
Tablo 2.2.	İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması.	9
Tablo 2.3.	Tükürük içindeki elektrolit konsantrasyonları.	40
Tablo 3.1.	Araştırmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları.	46
Tablo 3.2.	Çalışma grupları.	51
Tablo 3.3.	Grup 1'in çalışma grupları için uygulama aşamaları.	54
Tablo 3.4.	Grup 2'nin çalışma grupları için uygulama aşamaları.	57
Tablo 3.5.	Grup 3'ün çalışma grupları için uygulama aşamaları	59
Tablo 4.1.	Prime&Bond NT'nin uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.	68
Tablo 4.2.	Prime&Bond NT uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.	69

Tablo 4.3.	Clearfil SE Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.	71
Tablo 4.4.	Clearfil SE Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.	72
Tablo 4.5.	Clearfil S ³ Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.	73
Tablo 4.6.	Clearfil S ³ Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.	74
Tablo 4.7.	Adeziv sistemlerin kontrol gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.	75
Tablo 4.8.	Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.	77
Tablo 4.9.	Üç farklı adeziv sistemin adeziv öncesi uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucundaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.	78

Tablo 4.10. Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.	79
Tablo 4.11. Üç farklı adeziv sistemin adeziv sonrası uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucundaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.	80
Tablo 4.12. Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.	81
Tablo 4.13. Üç adeziv sistemin kontrol gruplarından ve farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.	83

1.GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde, estetik restorasyonlara olan ilginin artmasıyla birlikte, adeziv sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar ağırlık kazanmıştır.

Başarılı estetik restorasyonlar ancak iyi bir adezyonla mümkün olur. Bu nedenle, hem ağız ortamının hem de çevresel faktörlerin adezyona olan etkilerinin bilinmesi ve muhtemel olumsuz etkilerin en aza indirilebilmesi için nem, kan, tükürük ve hava-su şırıngalarından yağ kontaminasyonu gibi çevresel faktörlerin etkilerinin en aza indirilmesi gerekmektedir. Bu faktörlerin; bağlanmanın kalitesini etkileyerek mikrosızıntıya, sekonder çürüklere, renklenmelere ve post-operatif hassasiyete yol açabileceği bildirilmiştir (Hitmi ve diğerleri, 1999; Neelagiri ve diğerleri, 2010; Suryakumari ve diğerleri, 2011; Xie ve diğerleri, 1993).

Özellikle tükürük kontaminasyonunu önlemek için rubber-dam kullanımının mümkün olmadığı durumlarda nem kontrolünü sağlamadaki zorluklar, klinikte karşılaşılan en büyük sorunlardan birisidir (Furuse ve diğerleri, 2007; Kermanshah ve diğerleri, 2010; Sattabanasuk ve diğerleri, 2006; Yoo ve diğerleri, 2006).

İyi bir adezyon için kuru bir diş yüzeyine gerek olduğu, tükürüğün su ve glikoprotein içeriğinden dolayı adezyon yüzeylerinde ideal adezyon için elverişsiz bir ortam yarattığı geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda belirtilse de (Fritz ve diğerleri, 1998; Hirashi ve diğerleri, 2003; Kermanshah ve diğerleri, 2010; Sattabanasuk ve diğerleri, 2006) günümüzde kullanılan tek ve 2 basamaklı self-etch (kendinden asitli) adeziv sistemlerin içeriklerinin, uygulama basamaklarının ve uygulama yöntemlerinin değişmesiyle birlikte tükürük kontaminasyonun adezyona etkisinin azaldığını iddia edilmektedir (Hegde ve diğerleri, 2008; Townsend ve Dunn, 2004).

Tükürük kontaminasyonunun adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisiyle ilgili literatür taraması yapıldığında, çalışmaların çok farklı sonuçları olduğu, çalışmamızda kullanılan 3 farklı adeziv sistemin birbirleriyle kıyaslanmadığı ve kullanılan laboratuvar testlerinin genellikle daha az hassas olan makro-testler olduğu görülmüş ve bu araştırmanın gerekliliği düşünülmüştür (Aboushelib, 2011; Fritz ve diğerleri, 1998; Hegde ve diğerleri, 2008; Hiraishi ve diğerleri, 2003; Hitmi ve diğerleri, 1999; Kermanshah ve diğerleri, 2010; Neelagiri ve diğerleri, 2010; Pinzon ve diğerleri, 2011; Sattabanasuk ve diğerleri, 2006; Sheikh ve diğerleri, 2010; Suryakumari ve diğerleri, 2011; Taskonak ve Sertgöz, 2002; Townsend ve Dunn, 2010; Yoo ve diğerleri, 2006).

Bu çalışmanın amacı, 2 basamaklı total-etch (asidi yıkanan), 2 basamaklı self-etch (kendinden asitli) ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerde, adeziv öncesi, adeziv sonrası ve adezivin polimerizasyonu sonrası oluşan tükürük kontaminasyonunun, bu adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisini mikro-makaslama bağlanma dayanım testi kullanarak incelemek ve tükürük kontaminasyonunun meydana geldiği benzer aşamalarda kullanılan adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerlerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit, kelime olarak birbiri içerisinde çözünmeyen ve kimyasal yapıları farklı en az iki maddenin karışımı anlamına gelmektedir (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 137; Ferracane, 1995; McCabe ve Walls, 2008, s. 196).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler, anterior dişlerde estetik materyal olarak kullanılan silikat siman ve akrilik rezinlere alternatif olarak geliştirilmiştir (Bowen ve Marjenhoff, 1992). Silikat simanların ve akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve dayanıklılıklarını arttırmak amacıyla, yapıya yeni bir monomer olan Bis-GMA (2,2-bis[p-(2'-hidroksi-3'-metakriloksipropoksi)fenil]-propan) molekülü eklenmiş ve böylece kimyasal olarak polimerize olabilen ilk kompozit rezin kullanıma sunulmuştur (Bowen ve Marjenhoff, 1992; Ferracane, 1995; Hervás-García ve diğerleri, 2006).

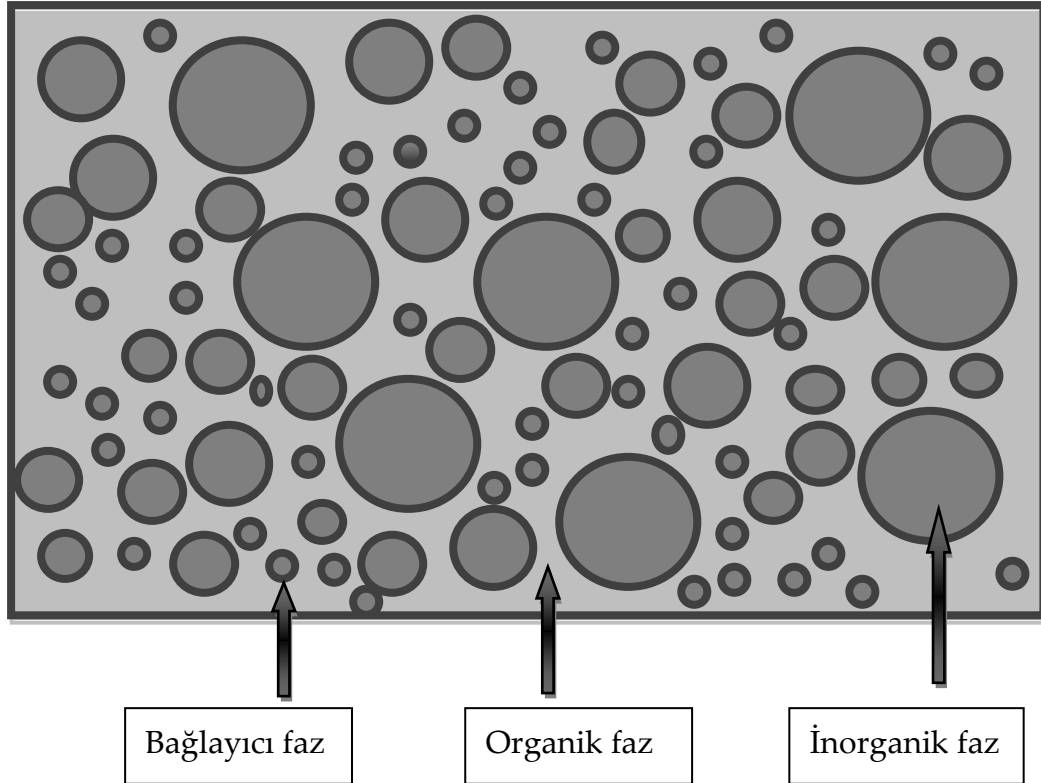
1970 yılında ışıkla polimerize edilen rezinler geliştirilmiştir. Daha sonraki yıllarda kompozit yapısına değişik büyüklükte doldurucuların eklenmesiyle hibrit kompozit rezinlerin üretilmesi ve ardından nano dolduruculu kompozitlerin piyasaya sürülmesi diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin gelişiminde önemli aşamaları oluşturmaktadır (Fortin ve Vargas, 2000; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Murchison ve diğerleri, s. 263; Roberson ve diğerleri, 2002, s. 476).

Kompozit rezinlerin doldurucularının boyutlarının azaltılması ve hacimsel olarak yüzdelерinin arttırılması yönündeki çalışmalarla beraber; polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için organik matriks yapısında bulunan monomerlerin kimyasal yapılarının geliştirilmesi yönünde araştırmalar halen devam etmektedir (Ilie ve Hickel, 2011; McCabe ve Walls,

2008, s. 200; Schneider ve diğ erleri, 2011; Weinmann ve diğ erleri, 2005; Zimmerli ve diğ erleri, 2010).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini Şekil 2.1.'de gösterilen, organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve bağlayıcı fazdan (ara faz, silan) oluşan yapısı belirler (Bowen ve Marjenhoff, 1992; Dayangaç, 2000, s. 2; Ferracane, 2011; Goldstein, 1998, s. 289; Zimmerli ve diğ erleri, 2010).



Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin yapısı (Bayne ve diğ erleri, 2002, s. 190).

2.1.1.1. Organik Faz

Bu faz içinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcı sistem, stabilit rler, inhibitörler ve ultraviyole ışını absorbe

edici ajanlar bulunmaktadır (Hervás-García ve diğerleri, 2006; Murchison ve diğerleri, 2006 s. 261). Organik faz içinde en çok kullanılan monomer Bowen (Bowen ve Marjenhoff, 1992) tarafından geliştirilen ve yapısını bisfenol A ve glisidil metakrilatın oluşturduğu Bis-GMA'dır. Bu monomer daha sonraki yıllarda bisfenol A'nın glisidil eteri ve metakrilik asit birleşiminden de oluşturulmuştur (Bowen ve Marjenhoff, 1992; Ferracane, 1995; Zimmerli ve diğerleri, 2010). Kompozit rezinlerin organik matrisinde sıklıkla kullanılan diğer monomer ise UDMA (1,6-bis(metakriloksi-2-etoksikarbonilamin)-2,4,4-trimetilhekzan)'dır. UDMA, Bis-GMA'ya oranla daha az viskoz bir monomerdir, bu nedenle kompozitlere kıvam vermek amacıyla ilave edilmektedir; ancak molekül ağırlığı Bis-GMA'ya oranla daha düşük olduğu için daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterir. Bu 2 monomer, çoğu kompozit rezinin yapısında birlikte kullanılmaktadır. Organik faz içinde kullanılan diğer monomerler ise Bis-GMA ve UDMA'nın modifikasyonlarıdır (Ferracane, 1995; Ilie ve Hickel, 2011; Kidd ve diğerleri, 2003, s. 58; Murchison ve diğerleri, 2006, s. 261). Bis-GMA, hidroksil gruplarının arasında bulunan hidrojen bağları nedeniyle kıvamlı yani viskozitesi yüksek bir monomerdir, bu yüzden başka maddelerle karıştırılıp dilüe edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan maddeler komonomer olarak adlandırılmaktadır ve en yaygın kullanılan komonomer TEG-DMA (tri-etilen glikol dimetakrilat)'dır. Diğer komonomerler de etilen, hekzametilen, glikol dimetakrilat ve benzil metakrilat içerirler (Ferracane, 1995; Geurtsen ve Leyhausen, 2001; Zimmerli ve diğerleri, 2010). Bis-GMA'nın klinik başarısını geliştirmek, büzülmeyi azaltmak ve viskozite sorununu çözmek için son dönemlerde yeni monomerler olarak; epoksi bazlı bir rezin olan siloran, yüksek molekül ağırlıklı bir monomer olan dimer asit bazlı dimetakrilat, trisiklodekan üretan (TCD) ve organik modifikasyonlu

seramikler (ormoser) piyasaya sürülmüştür (Ilie ve Hickel, 2011; Schneider ve diğerleri, 2011; Weinmann ve diğerleri, 2005).

Polimerizasyon başlatıcı olarak ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde alfa diketon (kamferokinon) kullanılırken kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde benzoil peroksit bu görevi yürütmektedir (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 198; Hervás-García ve diğerleri, 2006). Kamferokinonun sarı renginden dolayı kompozit restorasyonların bitim aşamasında renklenmeye neden olması ve düşük polimerizasyon etkinliği, yeni polimerizasyon başlatıcı arayışına sebep olmuştur (Arikawa ve diğerleri, 2009). Bu amaçla, fenilpropadion (PPD) (Park ve diğerleri, 1999) ve monoasilfosfin oksidin (TPO) (Arikawa ve diğerleri, 2009; Ilie ve Hickel, 2008) kamferokinona alternatif olarak sunulmuştur.

2.1.1.2. İnorganik Faz

Bu faz, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, cam partikülleri, lityum alüminyum silikat, bor silikat gibi inorganik dolduruculardan meydana gelmiştir. Rezine radyoopasite sağlamak için inorganik doldurucuların yapısına baryum, stronsiyum, çinko ve zirkonyum ilave edilmiştir (Chen, 2010; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Zimmerli ve diğerleri, 2010). İnorganik doldurucuların organik matrikse eklenmesindeki amaç, rezinin mekanik niteliklerini güçlendirmek, sertliğini arttırmak, polimerizasyon büzülmesini azaltmak, termal genleşme katsayısını düşürmek ve estetik özelliklerini geliştirmektir (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 192-193; Chen, 2010; Ferracane, 1995; Kidd ve diğerleri, 2003, s. 58; Kim ve diğerleri, 2002). Bu özellikleri kontrol etmede doldurucunun tipi, ağırlık ve hacim olarak konsantrasyonu, partikül büyüklüğü ve dağılımı büyük önem taşımaktadır (Ilie ve Hickel, 2009; McCabe ve Walls, 2008, s. 200; Zimmerli ve diğerleri, 2010). Artan doldurucu içeriği ile polimerizasyon büzülmesi, lineer

genleşme katsayısı ve su emilimi azalırken, baskı ve gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü ve aşınma direnci artmaktadır (Kim ve diğerleri, 2002).

2.1.1.3. Bağlayıcı Faz

Kompozit rezinlerde iyi mekanik özellikler elde etmek için organik matriks ile inorganik doldurucular arasında güçlü bir bağlanmaya gereksinim duyulmaktadır (Bowen ve Marjenhoff, 1992). Bu bağlanma silika doldurucuların yüzeyini kaplayan ve silan adı verilen organik silisyum bileşikleriyle sağlanır. Silanlar 2 fonksiyonlu moleküller olup bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapmaktadırlar (Zimmerli ve diğerleri, 2010). Günümüzde en yaygın olarak kullanılan silan bağlama ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matriksiyle kovalent bağ ve hidrojen bağlarıyla etkileşime giren 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dır (Chen, 2010). Diğer bir silan bağlama ajanı olan OTMS (n-oktiltrimetoksisilan) ise reaktif değildir ve rezin matriksiyle direk etkileşime girmeyip zayıf van der Waals kuvvetleri yardımıyla matrikse tutunur. MPTS rezine güç ve direnç sağlarken, OTMS hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengeyi sağlar (Ferracane, 1995; Wilson ve diğerleri, 2005). Nanodoldurucu içeren kompozit rezinlerde OTMS ve MPTS birlikte kullanılır ve birlikte kullanma rezinin polimerizasyonu sırasında çift bağ dönüşümünü arttırır, sulu ortamda dayanıklılığını arttırır ve bağlanmamış nanodoldurucuların arasındaki polimerizasyon büzülmesi sonucu meydana gelen stresi azaltır (Chen, 2010; Wilson ve diğerleri, 2005). 4-META, APS (3-akriloksipropiltrimetoksisilan), GPS (γ -glisidoksipropil trimetoksisilan), ATES (organosilan alitrietoksisilan) da silan bağlama ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir (Chen, 2010; Ferracane, 1995).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine (Lutz ve Phillips, 1983), bu partiküllerin hacim olarak yüzdelere (Willems ve diğerleri, 1992), polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 194; McCabe ve Walls, 2008, s. 201-202).

2.1.2.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde en yaygın olan sınıflandırma Lutz ve Philips' in (1983) inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğünü esas alarak yaptıkları sınıflandırmadır.

Tablo 2.1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Lutz ve Philips, 1983).

Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)
Geleneksel kompozitler	0,1-100
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Hibrit kompozitler	0,04-1

1994 yılında Bayne ve diğerleri, bu sınıflamayı genişleterek, nanofil ve megafil kompozitleri de eklemişlerdir (Tablo 2.2.).

Tablo 2.2. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Bayne ve diğerleri, 1994).

Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)
Megafil kompozitler	50-100
Makrofil kompozitler	10-100
Midifil kompozitler	1-10
Minifil kompozitler	0,1-1
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Nanofil kompozitler	0,005-0,01

Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Geleneksel kompozitler ağırlık olarak %75-80 oranında cam ve kuartz doldurucu içermektedirler. Bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin büyük ve sert olmasından dolayı, organik matriksleri doldurucularından daha çabuk aşınır. Bu da yüzey pürüzlülüğüne ve renkleşmeye neden olmaktadır. Geleneksel kompozitlerin aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Bazı kompozit rezinlerin yapısına aşınmaya karşı dayanıklılığı arttırmak için büyük cam doldurucular yerleştirilmiş ve bunlar da megafil kompozitler olarak adlandırılmıştır. Bu tür kompozitler sadece özel amaçlar için üretilmiş olup rutin kullanımları yoktur (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 195; Bowen ve diğerleri, 1991; Dayangaç, 2000, s. 10,13; McCabe ve Walls, 2008, s. 200; Roberson ve diğerleri, 2002, s. 476-477).

Kolloidal silikanın doldurucu olarak kullanıldığı mikrofil kompozitlerde, inorganik doldurucu partikül oranı ağırlık olarak %35-60 civarındadır. Partikül büyüklüğünün azaltılıp, oranının arttırılması, kompozitin vizkozitesinin artmasına neden olmuştur. Bu sorunu çözmek amacıyla daha önceden polimerize edilmiş ve 5-50 µm'ye kadar küçültülmüş

rezin parçacıkları organik matrikse eklenmiş ve böylece heterojen mikrofil kompozit elde edilmiştir. Mikrofil kompozitlerin en önemli üstünlüğü bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra geleneksel kompozitlere oranla daha iyi bir yüzey elde edilebilmesidir. Ayrıca elastisite modüllerinin geleneksel kompozitlere göre düşük olması çiğneme kuvvetleri karşısında esnemelerine izin verir (Beun ve diğerleri, 2007; Goldstein, 1998, s. 289; McCabe ve Walls, 2008, s. 195; Murchison ve diğerleri, 2006, s. 263; Roberson ve diğerleri, 2002, s. 477).

Diş hekimliğinde nanoteknolojinin kullanılmasıyla beraber partikül büyüklüğü 5-100 nm'ye kadar küçültülmüş nano kompozitler piyasaya sunulmuştur. Bu kompozitlerde estetik özellikler mikrofil kompozitlere oranla daha gelişmiştir (de Moraes ve diğerleri, 2009). Ayrıca gerilme, kırılma ve sıkıştırma dirençleri gibi mekanik özelliklerinin artırılması, bu kompozitlerin hem ön hem de arka dişlerde kullanımına olanak sağlamaktadır (Beun ve diğerleri, 2007).

Geleneksel kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden, mikrofil kompozitlerin de yüzey düzgünlüğü özelliğinden yararlanmak amacıyla bu 2 kompozit türü karıştırılmış ve farklı doldurucu büyüklüklerine sahip hibrit kompozitler elde edilmiştir (Roberson ve diğerleri, 2002, s. 477). Hibrit kompozitlerin büyüklükleri 0,04-1 μm arasında değişen ve kolloidal silikadan oluşan doldurucu partikülleri toplam ağırlığın yaklaşık %75-85'ini meydana getirmektedirler. Küçük moleküller büyüklerin arasına rastgele serpildiği için bu kompozitlerin yüzeyleri düzgündür, mekanik ve fiziksel özellikleri de geleneksel kompozitlere göre daha üstündür (Dayangaç, 2000, s. 15; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Roberson ve diğerleri, 2002, s. 477).

2.1.2.2. İnorganik Doldurucuların Hacim Olarak Yüzdelere Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Willems ve diğerleri (1992) tarafından yapılan bu sınıflamada, inorganik doldurucuların sadece hacim olarak yüzdeleri değil aynı zamanda Young modülleri, esas doldurucunun büyüklüğü, yüzey pürüzlülükleri ve sıkıştırma dayanıklılıkları da dikkate alınmıştır. Bu sınıflandırmada inorganik doldurucu hacmi %60'tan az olan kompozit rezinler orta dolduruculu (*midway-filled*), %60'tan fazla olan kompozit rezinler ise yoğun dolduruculu (*compact-filled*) olarak adlandırılmaktadır. Aynı zamanda fiberle güçlendirilmiş kompozitler de bu sınıflandırmaya dâhil edilmiştir (Ferracane, 1995; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Willems ve diğerleri, 1992).

2.1.2.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, baz ve katalizör olarak 2 bileşenlidir. Her bileşen doldurucu ve rezinlerden oluşurken, bileşenlerden birinde polimerizasyon başlatıcı olarak %1'lik benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyon hızlandırıcı olarak %0,5 oranında tersiyer amin bulunmaktadır. Polimerizasyon bu 2 bileşenin karıştırılmasıyla başlar (Dayangaç, 2000, s. 15-16; Ferracane, 1995; McCabe ve Walls, 2008, s. 199).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Işık ile polimerize olan kompozitler tek bileşenden oluşurken, bu bileşen doldurucuları, monomer ve komonomerleri ve aynı zamanda görünür ışık ve ultraviyole ışık varlığında harekete geçen polimerizasyon başlatıcılarını içermektedir. Bu kompozitlerin polimerizasyonu için ilk defa

1972 yılında ultraviyole ışık kullanılmış ancak hasta ve hekim için zararlı olduğu düşüncesiyle kullanımı zamanla terk edilmiştir (Dayangaç, 2000, s. 17; McCabe ve Walls, 2008, s. 199).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kuartz-tungsten halojen, LED (*light emitting diode*), plazma ark ışık kaynakları, diyot lazer ve argon lazer kullanılmaktadır (Cekic-Nagas ve Ergun, 2011; Fleming ve Maillet, 1999; Knezevic ve diğerleri, 2007; Rueggeberg, 1999; Yaman ve diğerleri, 2011). Polimerizasyonun başlaması için rezinin yapısında bulunan polimerizasyonu başlatan maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir (Dayangaç, 2000, s. 17).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler

Bu rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her durumda kullanılması önerilen bu tip rezinler, akışkan özellikte oldukları için daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılırlar (Dayangaç, 2000, s. 19; Roberson ve diğerleri, 2002, s. 480).

2.1.2.4. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

a) Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler

Kondanse olabilen kompozitler yüksek doldurucu yüzdesine (hacimce %80 ve daha fazla) sahip viskoz kompozitlerdir. Amalgama alternatif olarak posterior dişlerde kullanma amacıyla geliştirilen bu kompozitlerin özellikle sınıf 2 kaviteelerde kontakt oluşturmada kolaylık sağlaması, okluzal anatomisinin daha rahat işlenmesi, basınç uygulamaya izin vermesi gibi

avantajları bulunmaktadır (Hervás-García ve diğerleri, 2006; Leinfelder ve diğerleri, 1999).

b)Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler düşük viskoziteye sahip hibrit kompozitlerdir. Azalan inorganik doldurucu oranına bağlı olarak aşınma direnci ve dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerinde de azalma görülmektedir (Roberson ve diğerleri, 2002, s. 477). Doldurucu oranı az olan ilk nesil akışkan kompozitler düşük elastisite modüllerine bağlı olarak sadece yüzey örtücü ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadırlar (Bayne ve diğerleri, 1998). Doldurucu oranı daha fazla olan yeni nesil akışkan kompozit rezinlerin artan mekanik özelliklerine bağlı olarak daimi restorasyon materyali olarak kullanılabileceği öne sürülse de, günümüzde akışkan kompozit rezinler yaygın olarak kondanse olabilen ve hibrit kompozitlerin altında stres kırıcı olarak kullanılmaktadır (Altun, 2005; Fortin ve Vargas, 2000; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Salerno ve diğerleri, 2011).

2.2. Adezyon (Bağlanma)

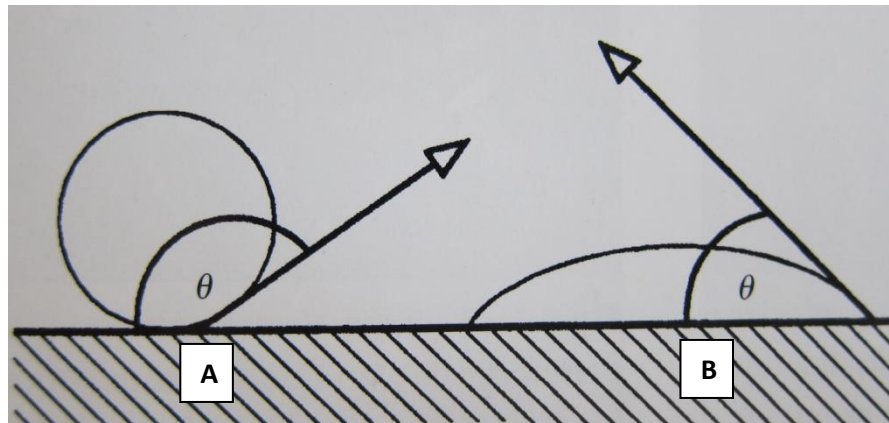
Adezyon, latincedeki '*adhaerere*' kelimesinden köken almakta olup farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti anlamına gelmektedir. Adezyonu oluşturan ve genelde sıvı olan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı yüzeye ise aderent adı verilir.

Adezyonun 4 farklı türü vardır (Perdigao ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184):

1. Mekanik adezyon: Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasında oluşan mikromekanik kilitlenmedir.
2. Adsorpsiyon adezyonu: Bu adezyon türü, adeziv ve aderent arasında oluşan primer bağlar (iyonik, kovalent, metalik bağlar) ve sekonder kimyasal bağların (hidrojen bağları, dipol etkileşimi) tümünü kapsar.

3. Difüzyon adezyonu: Mobil moleküller arasında oluşan bir bağlanma türüdür.
4. Elektrostatik adezyon: Metal ve polimer yüzeylerin atomları arasında elektrostatik etkileşimler sonucu oluşur.

Bu adezyon türlerinden herhangi birini sağlayabilmek için adeziv ve aderent arasındaki mesafenin mümkün olduğunca az olması gerekmektedir (yaklaşık 3-4 Å). Adezyonu sağlayacak 2 maddenin aralarındaki mesafe dışında, ıslanabilirlik, yüzey gerilimi ve değim açısı da adezyonu etkileyen diğer faktörlerdir. İdeal bir adezyon için adeziv, bağlandığı yüzeyi tamamen ıslatabilmelidir. Adeziv, aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşacaktır. Islanabilirlik değim açısı ile ölçülür. Değim açısı aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır (Şekil 2.2.). Bu açının sıfır veya sıfıra yakın olması daha iyi bir adezyon oluşmasını sağlayacaktır (Dayangaç, 2000, s. 22; Perdigao ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184).



Şekil 2.2. Değim açısı. **A**, Büyük değim açısı. **B**, Küçük değim açısı (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184).

Adezivin yüzey gerilimi aderentin yüzey gerilimine eşit veya yüzey geriliminden daha düşük olmalıdır (Eick ve diğerleri, 1997). Adezinin yüzey gerilimi ne kadar düşük olursa değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır. Diş dokusunun yüzey gerilim değeri kalıtım, beslenme, hijyen gibi etkenlerle bireysel olarak 30-40 dyne/cm arasında değişmektedir. Bu durumda adezinin yüzey gerilim değeri de yaklaşık 20-30 dyne/cm arasında olmalıdır (Dayangaç, 2000, s. 22; Perdigao ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184).

2.3. Diş Dokularının Yapısı ve Diş Dokularına Bağlanma

2.3.1. Mine Dokusunun Yapısı ve Mineye Bağlanma Mekanizması

Mine dokusu, embriyolojik kökeni ektoderm olan ve ameloblast hücreleri tarafından meydana getirilen mineralize bir dokudur. Mine dokusunun ağırlıkça %95-98'i inorganik, %1-2'si organik materyalden ve %4'ü de sudan meydana gelmektedir. İnorganik içeriğinin hacim olarak %90-92'lik kısmını hidroksiapatit kristalleri, kalan kısmını ise mineraller ve eser elementler oluşturmaktadır (Solak, 1991; Sturdevant ve diğerleri, 2002, s. 16-17). Yaklaşık 10.000 hidroksiapatit kristali birleşerek mine dokusunun histolojik yapı elemanları olan altıgen prizmaları meydana getirirler (Kidd ve diğerleri, 2003, s. 107-108). Bir dişin minesinde bulunan prizma sayısı 5-12 milyon arasında değişmekte, arka grup dişlere doğru gidildikçe prizma sayısı artmaktadır. Bu prizmalar, mine dentin birleşiminden mine dış yüzeyine doğru uzanırlar ve mine dış yüzeyinde son buldukları yerde anahtar deliği görüntüsü verirler (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 186). Bu prizmaların ortalama genişlikleri 5 µm olup her biri matriks proteinleri ve su hidrasyon tabakasından oluşan bir kılıfla sarılmıştır. Bu tabaka 2 prizmayı birbirinden ayırdığı için interprizmatik boşluk olarak da adlandırılır (Habelitz ve diğerleri, 2001; Sturdevant ve diğerleri, 2003, s. 17). Mine

dokusunun içeriği ve yapısı derinliğe ve lokasyona bağlı olarak değişmez, minenin her bölgesinde aynı özellikleri gösterir, yani mine dokusu homojen bir dokudur (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 186).

Büyük bir kısmı inorganik yapıdan oluşan mineye adezyon fikrini ilk defa Buonocore (1955) ortaya atmıştır. Araştırmacı, %85'lik ortofosforik asiti 30 s boyunca mineye uyguladığında, mine dokusunun pürüzlendiğini rapor etmiş ve restoratif diş hekimliğine adezyon açısından yeni bir boyut kazandırmıştır. Mineye adezyon, minenin mineralize dokusunun asit uygulamasıyla uzaklaştırılmasıyla sağlanır (Perdigao, 2007; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 210). Asit uygulandıktan sonra minede yaklaşık 10 µm'lik bir doku kaybı olur ve yüzeyde 5-50 µm derinliğinde çukurcuklar oluşur (Swift ve diğerleri, 1995).

Minede asit uygulanmasıyla 3 tip pürüzlendirme oluşmaktadır (Silverstone ve diğerleri, 1975):

- Tip 1 pürüzlendirmede mine prizmalarının kor kısmı çözünür,
- Tip 2 pürüzlendirmede çözünme prizmaların çevresinde olmaktadır,
- Tip 3 pürüzlendirme ise Tip 1 ve Tip 2'nin karışımı görünümünde olup prizma yapısı izlenmemektedir.

Düşük viskoziteli rezinin pürüzlendirme sonucu oluşan çukurcuklara akmasıyla rezin uzantı (*tag*) denilen ve mikromekanik adezyonu sağlayan oluşumlar meydana gelir (Cardoso ve diğerleri, 2011; Perdigao, 2007; Retief, 1973; Swift ve diğerleri, 1995). Makro ve mikro olmak üzere 2 tip *tag* tanımlanmıştır. *Makrotagler* mine prizmalarının etrafında oluşmakta, *mikrotagler* ise prizmaların kor kısımlarında meydana gelmektedir. *Mikrotaglerin* güçlü yapıları ve geniş yüzey alanları dolayısıyla minede bağlanmadan sorumlu *tagler* oldukları düşünülmektedir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 210).

Mineye bağlanma dentine göre daha kolaydır, bunun sebebi minenin yüzey geriliminin, içeriğinden dolayı daha yüksek olmasıdır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184-185). Ayrıca asit uygulanması da minenin yüzey geriliminin artmasını ve rezinin mineye olan değim açısının azalmasını sağlar (Swift ve diğerleri, 1995; Takeya, 1984). Asit ile pürüzlendirmede,

- Asidin konsantrasyonu
- Asidin biçimi (jel, yarı jel, solüsyon)
- Asidin uygulama yöntemi
- Asidin uygulama süresi
- Asidin tipi
- Asidin yıkama süresi,
- Mine dokusunun mineral içeriği ve
- Mine dokusunun geçirgenliği

büyük önem taşır (Dayangaç, 2000, s. 25; Takeya, 1984; Tay ve Pashley, 2005, s. 3; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 185).

Minenin pürüzlendirilmesi için %10'luk maleik asit, %2,5'lik nitrik asit, %20'lik sülfat poliakrilik asit, %10'luk ve %37'lik ortofosforik asit, %10'luk prüvik asit, EDTA (Etilendiamin-tetraasetik asit), %1,5-3,5'lik okzalik asit gibi farklı asit tipleri ve konsantrasyonları kullanılsa da (Blosser, 1990; Cehreli ve Altay, 2000a; Devanna ve Keluskar, 2008; Hermesen ve Vrijhoef, 1993; Retief ve diğerleri, 1976; Van Dijken ve Hörstedt, 1998) günümüzde en çok tercih edilen asit tipi %34-37 konsantrasyonlarında kullanılan ortofosforik asittir (Erickson ve diğerleri, 2009; Swift ve diğerleri, 1995).

2.3.2. Dentin Dokusunun Yapısı ve Dentine Bağlanma Mekanizması

Dentin dokusu mineye göre daha geçirgen, daha esnek bir doku olmasının yanı sıra canlı ve dinamik bir dokudur (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 220; Marshall ve diğerleri, 1997). Dentin dokusunun ağırlıkça %12'si sudan, %18'i organik materyalden, %70'i ise inorganik materyalden meydana gelmiştir. Organik yapının büyük bölümünü tip 1 kollajen oluştururken, inorganik yapı ise çoğunlukla hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmiştir (Marshall, 1993; Eick ve diğerleri, 1997; Solak, 1991). Dentinde bulunan apatit kristalleri minedekine göre daha küçüktür (yaklaşık 5x30x100 nm) ve %4-5 oranında karbonat içerirler (Marshall ve diğerleri, 1997). Dentin içeriğini oluşturan bu materyaller dentinin her bölgesinde aynı konsantrasyonda olmadığı için dentin dokusu heterojen bir yapıya sahiptir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 186). Dentinin temel yapısını mine dentin sınırından pulpaya doğru uzanan 0,5-2,5 µm çapındaki dentin kanalları oluşturmaktadır. Dentin kanallarının yoğunluğu pulpaya yakın kısımda daha fazladır (43.000-65.000 kanal/mm²), mine dentin sınırında ise bu yoğunluk azalmaktadır (15.000-20.000 kanal/mm²). Ayrıca pulpaya yakın olan dentin kanallarının çapı 2,5 µm iken, mine dentin sınırında bulunan kanalların çapı 0,8 µm'ye kadar düşmüştür (Eick ve diğerleri, 1997; Kidd ve diğerleri, 2003, s. 108; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 186). Her kanal hipermineralize bir tabaka olan peritübüler dentin tarafından sarılmıştır ve kanallar arasında daha az mineralize olan intertübüler dentin bulunur. İntertübüler dentin miktarı süperfasiyal dentinde %96, pulpa yakınlarında ise %12 kadardır. Bütün bu farklılıklar dentin kanallarının pulpadan mine dentin sınırına doğru eğimli seyretmesinden kaynaklanır (Marshall Jr, 1993). Dentin yapı elemanlarının dentinin farklı bölgelerinde değişik yoğunlukta olması; geçirgenlik, ıslanabilirlik, adezyon için uygun yüzey alanı, bağlanma

kuvveti, yüzey sertliği ve makaslama kuvveti gibi özelliklerin lokasyona bağlı olarak değişiklik göstermesinin nedeni olarak gösterilmektedir (Marshall Jr ve diğerleri, 1997; Pashley ve Carvalho, 1997). Bu özellikleri etkileyen diğer bir faktör de dentin yapısının yaşa veya dış uyaranlara bağlı olarak zaman içinde skleroze olmasıdır. Sklerotik dentin, peritübüler dentinin apozisyonu veya mineral kristallerinin çökmesi ile dentin kanallarının tıkanması sonucu meydana gelir ve yapısal olarak normal dentine göre farklılık gösterir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 183). Dentin kanallarının az ve düzensiz olmasından dolayı sklerotik dentinin geçirgenliği azdır ve bu da bağlanmayı zorlaştıran faktörlerin başında gelir (Cox ve diğerleri, 1992; Duke ve Lindemuth, 1991; Kwong ve diğerleri, 2000).

Dentin kanallarının içi dentinal sıvıyla dolu olduğu için dentin nemli bir dokudur. Kanallar içinde bulunan bu sıvı, pulpa tarafından hafif fakat sürekli bir basınçla (20-30 mmHg) dışarıya doğru itilir (Sturdevant ve diğerleri, 2002 s. 27; Swift ve diğerleri, 1995). Tübüller boyunca dentin sıvısının bu hareketi 'transdental geçirgenlik' olarak adlandırılır. Transdental geçirgenlik açığa çıkmış dentinin sürekli ıslak kalmasından ve dentin hassasiyetine bağlı olarak oluşan ağrıdan sorumludur (Pashley ve diğerleri, 1993). Dentinde transdental geçirgenliğin yanında bir de 'intertübüler geçirgenlik' söz konusudur. Rezin monomerin, asitle pürüzlendirilme sonucunda demineralize olmuş intertübüler dentine penetrasyonuna intertübüler dentin geçirgenliği denir. Bu tip geçirgenlik ise homojen ve aralıksız hibrit tabakası yapımından sorumludur (Pashley ve diğerleri, 1993; Pashley ve Carvalho, 1997). Dentin geçirgenliği ve buna bağlı olarak dentinin ıslaklığı; dentin tübüllerinin uzunluğuna ve çapına, dentin sıvısının yoğunluğuna, bu sıvı içinde çözünen maddelerin moleküler büyüklüğüne, sıvının pulpa tarafından dışarıya itildiği basınç derecesine,

difüzyon için uygun yüzey alanına ve kanalların açıklığına bağlıdır (Mjör, 2009; Perdigao ve Swift, 2002, s. 243; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 194).

Dentin dokusunun frezle veya kesici aletle kesildikten sonra yüzeyinde oluşan kırılmış hidroksiapatit kristalleri, denatüre olmuş kollajen, kan, tükürük ve bakteriden meydana gelen, yaklaşık 0,5-2 µm kalınlığındaki düzensiz tabakaya smear tabakası adı verilir. Smear tabakasının kalınlığı, morfolojisi ve içeriği; preparasyon aletleri ile ıslak veya kuru çalışılmasına, kullanılan aletin tipine (sono-abrazyon, air abrazyon, lazer), çalışılan bölgenin lokalizasyonuna, dentinin organik/inorganik madde oranına kanal çapına ve derinliğine göre değişebilmektedir (Pashley ve diğerleri, 1988; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 188). Altındaki dentine gevşekçe tutunan bu tabaka dentin geçirgenliğini yaklaşık %86 oranında azaltmaktadır. Bunun sebebi bu tabakanın dentin tübüllerine penetre olarak 1-10 µm derinliğinde smear tıkaçları oluşturmastır (Marshall Jr ve diğerleri, 1997; Pashley, 1992).

Dentin dokusunda ideal bir adezyon sağlamak mine dokusuna göre daha zordur, çünkü dentinde adezyonu etkileyebilecek bir çok etken vardır. Bu etkenler:

- Dentin içeriği
- Dentin kanallarının yoğunluğu, çapı,
- Peritübüler ve intertübüler dentin oranı,
- Dentin kalınlığı ve yapısı (sklerotik veya demineralize olması)
- Smear tabakasının varlığıdır.

Bunların hepsi dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturduğu için adezivin dentine bağlanmasını etkiler (Marshall ve diğerleri, 1997; Mjör, 2009).

Temel olarak dentine bağlanma 2 farklı mekanizmayla gerçekleşir. Bunlardan birincisi rezinin dentin kanalları içinde rezin uzantıları meydana

getirerek mikromekanik bir bağlantı oluşturmaktadır. İkinci mekanizma ise hibrit tabakası oluşumu ile birlikte bağlanma sağlanmasıdır (Nakabayashi, 1992; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 202). Dentine bağlanma 3 aşamada gerçekleşir (Dayangaç, 2000, s. 31).

2.3.2.1. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesindeki amaç, dentin adeziv sistemlerinin kimyasal ve mikromekanik bağlanmalarını sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşturmaktır. Bu amaç için günümüzde en yaygın olarak kullanılan yöntem asitle pürüzlendirme işlemidir (Perdigao ve Swift, 2002, s. 244; Silva e Souza ve diğerleri, 2010). Dentin yüzeyine asit uygulanmasıyla smear tabakasının inorganik kısmı ortadan kalkar, smear tıkaçlar uzaklaşır, dentin yapısında bulunan kollajen fibrilleri destekleyen inorganik yapı demineralize olur ve kollajen fibriller desteksiz kalır. Dentin kanallarının ağzı huni biçiminde açılır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinin porözitesi artar ve monomerin tübüller içine infiltrasyonu kolaylaşır (Caiado ve diğerleri, 2010; Fusayama, 1992; Van Meerbeek ve diğerleri, 1993).

Ortofosforik asit (Pashley, 2011), sitrik asit, maleik asit (Breschi ve diğerleri, 2002) ve nitrik asit (Blosser, 1990) bu işlem için kullanılan asitlerdir. Asitlerin dentinde meydana getirdiği demineralizasyon derinliği; asidin tipine, uygulama süresine, konsantrasyonuna, pH derecesine ve asit solüsyonunda bulunan katkı maddelerine (yüzey aktif maddeleri, kalınlaştırıcılar, modifiye ediciler) bağlıdır (Di Renzo ve diğerleri, 2001, Eick ve diğerleri, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 212). Asit uygulamasından sonra peritübüler dentinin ortadan kalkması ve intertübüler dentinin dekalsifiye olmasıyla açığa çıkan kollajen fibriller arasında, yaklaşık 20-30 nm'lik bir boşluk ortaya çıkar ve bu boşlukta rezin infiltrasyonunu ve ideal bir hibrit tabakası oluşumunu engelleyecek

proteoglikanlar yer almaktadır (Sauro ve diğ erleri, 2009). Bu proteoglikanların uzaklaştırılabilmesi için fosforik asitle birlikte deproteinize edici bir ajan olan NaOCl (sodyum hipoklorit) kullanımı son yıllarda önerilen bir yöntemdir (Fawzy ve diğ erleri, 2008; Nassif ve El-Korashy, 2009). Bu yöntemin kullanılmasıyla dentin yüzeyinin ıslanabilirliğı artar ve bu da intertübüler rezin infiltrasyonunu kolaylaştırır (Sauro ve diğ erleri, 2009).

Dentin yüzey koşullarının değıştirilmesinde asitlere alternatif olarak şelasyon yapıcı ajanlar da kullanılmaktadır (Jacques ve Hebling, 2005). EDTA bu ajanlar arasında en yaygın olanıdır. %17'lik EDTA dentine 60 s uygulandığında, smear tıkaçlarının %30'u kalacak şekilde smear tabakasını uzaklaştırır ve bu uzaklaştırma sırasında dentinde herhangi fiziksel bir değışikliğe neden olmaz (Cehreli ve Altay, 2000b). Aynı zamanda EDTA, demineralizasyon sırasında kollajenlere zarar vermediğı için daha sonra oluşan hibrit tabakasının devamlılığı oldukça iyidir (Osorio ve diğ erleri, 2005). Ancak, EDTA uygulandıktan sonra dentin yüzeyinde asitle p r zlendirmeye oranla daha fazla Ca^{+2} iyonu     nd ğ nden; Ca^{+2} iyonuna kimyasal olarak bağlanma potansiyeli bulunan adeziv sistemlerin bağlanmasını olumsuz etkiler (Pisani-Proença ve diğ erleri, 2011).

Lazer sistemlerdeki gelişmelere bağlı olarak lazer ile pürüzlendirme dentin yüzey koşullarını değıştirmek amacıyla son yıllarda daha sık uygulanmaktadır. Nd:YAG (Neodyum: İtriyum-Alüminyum-Garnet) lazer, Er:YAG (Erbiyum: İtriyum-Alüminyum-Garnet) ve Er:YSGG (Erbiyum, Krom: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) lazerler bu amaçla kullanılan lazerlerdir (Botta ve diğ erleri, 2009; Korkmaz ve diğ erleri, 2010; Samah-Zadeh ve diğ erleri, 2011). Erbiyum lazerler diş dokuları üzerine etkilerini termomekanik aşındırma ile gösterirler ve bu aşındırma sonucu dentin

yüzeyi pürüzlü bir hal alır (Lee ve diğerleri, 2007; Obeidi ve diğerleri, 2009). Bu nedenle, erbiyum lazerlerin dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesinde asitlere alternatif olabileceği yönünde birçok görüş mevcuttur (Chou ve diğerleri, 2009; Gurgan ve diğerleri, 2008, Visuri ve diğerleri, 1996). Aynı zamanda erbiyum lazerlerin, dentine uygulandıklarında smear tabakasını tamamen kaldırdıkları rapor edilmiştir (Hossain ve diğerleri, 2001). Bazı araştırmacılar (De Munck ve diğerleri, 2002; Cardoso ve diğerleri, 2008) ise lazerle pürüzlendirilen dentine self-etch ve total-etch adeziv sistemlerin bağlanmalarını asitle pürüzlendirilen dentine oranla daha düşük bulmuşlar ve lazerin sonrasında tekrar asitle pürüzlendirme yapılmazsa kollajenin açığa çıkmadığını ve hibrit tabakası oluşumunun mümkün olmadığını savunmaktadırlar.

Dentin yüzeyini pürüzlendirmede kullanılan diğer bir yöntem de mikroabrazyon yöntemidir (de Souza-Zaroni ve diğerleri, 2007). Bu yöntemde, alüminyum oksit partiküllerini yüksek hava basıncıyla dışarı doğru iten modern air abrazyon ünitelerinden yararlanılır. Alüminyum oksit partiküllerinin aşındırıcı etkisiyle mine ve dentin pürüzlü ve düzensiz bir yüzey halini alır ve aynı zamanda dentinin ıslanabilirliğini arttırdığı için rezinin bağlanması için uygun yüzeyler oluşturur (Laurell ve Hess, 1995). Air-abrazyon sisteminin kullanım zorluğu, aşındırıcı etkisine rağmen dentin yüzeyinde asitlerin gösterdiği etkiyi tam olarak gösterememesi ve pürüzlendirme işleminin etkinliğinin partiküllerin büyüklüğü, kinetik enerjileri ve hava basıncı gibi birçok faktöre bağlı olmasından dolayı air-abrazyon yöntemi dentin pürüzlendirilmesinde çok yaygın olarak kullanılmamaktadır (Manhart ve diğerleri, 1999)

2.3.2.2. Adezyonu Güçlendiren Ajanların Kullanılması (Primer Uygulanması)

Mineden farklı olarak asit uygulamasıyla dentinde oluşan demineralizasyon ve açığa çıkan kollajen, dentinin yüzey enerjisinin düşmesine (44,8 dyne/cm) neden olur. Yüzey enerjisini yükseltmek ancak adezyonu güçlendiren ajanların kullanılmasıyla mümkün olmaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 212). Bu amaçla aseton, etanol ve su bazlı çözücülerde çözünmüş hidrofilik rezin monomer içeren primerler kullanılmaktadır. Primer yapısında bulunan aseton ve etanol, uçucu oldukları için yüzeye uygulandıkları zaman dentindeki ve kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek açığa çıkmış kollajenler arasındaki nanoboşluklara monomerin infiltre olmasını kolaylaştırırlar (Eick ve diğerleri, 1997; Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998). Primerlerin biri hidrofilik diğeri hidrofobik olmak üzere 2 fonksiyonel monomer grubu vardır. Bunlardan hidrofilik grup asit uygulaması sonucu ekspoz olmuş kollajen fibrillere, hidrofobik grup ise adeziv rezine bağlanmayı sağlamaktadır (Eick ve diğerleri, 1997; Pashley ve diğerleri, 2011; Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998). Primer yapısında bulunan hidrofilik grubun amacı asitle pürüzlendirilmiş dentinin ıslatılmasını sağlamaktır.

Modern adeziv sistemlerin çoğunda, hidrofilik bir monomer olan HEMA (2-Hidroksietil metakrilat) kullanılmaktadır. HEMA'nın adeziv sistemlerde bu kadar yaygın kullanılmasının sebebi mükemmel ıslatma özelliğinin yanı sıra katıldığı solüsyonların içinde bulunan hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin karışabilirliğini arttırması ve bu monomerleri faz ayrılmalarına karşı korumasıdır (Cardoso ve diğerleri, 2011; Van Landuyt ve diğerleri, 2007). Ancak HEMA'nın hidrofilik özelliğinden dolayı suyu

absorbe etmesi, HEMA içeren primer solüsyonlarını su kontaminasyonlarına daha duyarlı hale getirmiştir (Jacobsen ve Söderholm, 1995). HEMA'nın bir diğer dezavantajı da diğer bütün metakrilatlarda olduğu gibi hem asidik hem de bazik pH'da hidrolize karşı dayanıksızlığıdır (Van Landuyt ve diğerleri, 2007). HEMA'ya ek olarak primerlerin içerdiği diğer monomerler ise NTG-GMA (N-(p-Tolil)glisin ve glisidil metakrilat), PMDM (2-hidroksietil metakrilat ile beraber piromellitik anhidrid), BPDM (bifenil dimetakrilat) ve PENTA (dipentaeritritol penta akrilat monofosfat)'dır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 215). NTG-GMA adezyonu destekleyici monomer olup, tersiyer aromatik amin grubu sayesinde polimerizasyon başlatıcı (initatör) olarak da görev yapar. PENTA ve BPDM ise çapraz bağlı moleküller olup adeziv sistemin mekanik özelliklerini arttırmada görev yapmaktadırlar (Van Landuyt ve diğerleri, 2007).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesiyle smear tabakası ve smear tıkaçları ortadan kalkar ve dentinde yaklaşık olarak 3-7 μm 'lik bir demineralizasyon derinliği oluşur. Asidi dentin yüzeyinden uzaklaştırmak amacıyla dentin yüzeyi su ile yıkandığında, demineralizasyon olan bölgelerin hacim olarak %70'i su ile dolar. Böylece inorganik desteğini kaybetmiş olan kollajen ağı suyla desteklenir ve rezinin penetrasyonu için uygun ortam sağlamış olur. Eğer su ile yıkanan dentin yüzeyi hava ile kurutulursa, kollajen ağını destekleyen su buharlaşacak bu da kollajen ağının büzülmesine yol açacaktır. Büzülen kollajen ağı arasındaki boşluklar azaldıkça, intertübüler dentinin adeziv rezine olan geçirgenliği de azalır ki bu da rezin infiltrasyonun yetersiz olmasına neden olur (Cardoso ve diğerleri, 2011; Eick ve diğerleri, 1997; Marshall ve diğerleri, 1997; Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998). Bu problemin üstesinden gelmek için 2 teknik önerilmiştir. Birincisi dentin yüzeyinin tamamen kurutulup su bazlı primerler

kullanılarak çöken kollajen ağının tekrar genişlemesini sağlamaktır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 237). İkinci teknik ise Kanca (1992) tarafından geliştirilen nemli bağlanma (*wet bonding*) tekniğidir. Bu teknikte, açığa çıkmış kollajenler arasındaki suyun tamamen buharlaşmasını ve kollajenin desteksiz kalmasını önlemek amacıyla dentinin hafif nemli bırakılması önerilmektedir. Günümüzde nemli bağlanma, aseton ve etanol bazlı primerlerin kullanılması ile sağlanmaktadır. Aseton ve etanol kollajen fibriller arasındaki su ile yer değiştirerek kollajenlerin çökmesini engeller (Pashley ve Carvalho; 1997; Shin ve diğerleri, 2009; T.K. Vaidyanathan ve J. Vaidyanathan, 2009; Van Landuyt ve diğerleri, 2007). Ancak nemli bağlanmada primer uygulanması sırasında kollajen ağının içinde yer alan su çözücüyle tam olarak yer değiştirmezse, primer yapısında yer alan hidrofilik ve hidrofobik monomerlerde faz ayrılmaları oluşur ve bu da rezin dentin birleşme yüzünde hava kabarcıklarının oluşmasına sonuç olarak da kötü bir bağlanmaya sebep olacaktır (Cardoso ve diğerleri, 2011; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 238).

Dentinin, asit uygulaması ile demineralize edilmesi sonucu açığa çıkan kollajen lifler arasındaki boşlukların primer tarafından doldurulmasıyla kollajenler çevresinde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka meydana gelir. Adeziv rezinlerin dentin kollajeniyle mikromekanik olarak bağlanmasından sorumlu olan aside dirençli bu tabaka Nakabayashi ve diğerleri (1982) tarafından tanımlanmış ve hibrit tabaka olarak adlandırılmıştır. Bu tabakanın 3 farklı fazı vardır. En üst tabaka denatüre kollajene bağlanmış elektron yoğunluğu fazla, düzensiz bir fazdan oluşurken; orta tabakada çapraz ve uzunlamasına kollajen kesitleri yer almaktadır. En alt tabakada ise rezin ile sarılmış hidroksiapatit kristalleri bulunmaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 1993). İyi bir bağlanma elde

edebilmek için, hibrit tabakanın derinliğinden çok üniform yapıda olması tercih edilmektedir (Pashley ve Carvalho, 1997).

2.3.2.3. Bağlayıcı Ajanın Demineralize Dentin Yüzeyine İnfiltrasyonu (Dentin Adeziv Uygulanması)

Bonding ajan olarak da adlandırılan dentin adezivin uygulanmasındaki amaç, hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamak ve dentin kanalları içinde rezin uzantıları oluşturmaktır. Adeziv rezin hidrofobik monomer olarak Bis-GMA ve UDMA, hidrofilik monomer olarak da HEMA içermektedir. Yoğunluk düzenleyici olarak da yapıya TEG-DMA eklenmiştir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 215).

Adeziv rezinler ışıkla veya kimyasal yolla polimerize olabilirler. Işıkla polimerize olan adeziv rezinlerin restoratif rezini yerleştirmeden önce polimerize edilmesi önerilmiştir, böylece rezin diş bağlantısının stabilizasyonu sağlanarak restoratif materyalin büzülmesinden kaynaklı streslere karşı konulabilir. Oksijen, rezinin polimerizasyonunu engellediği için, ışıkla polimerizasyondan sonra adeziv rezinin üst yüzeyinde 15 µm kalınlığında bir tabaka oluşur. Oksijen inhibisyon tabakası olarak adlandırılan bu tabaka, çift metil metakrilat bağları oluşturarak restoratif rezin ve adeziv rezinin kopolimerizasyonunu sağlamaktadır (Rueggeberg ve Margeson, 1990; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998).

2.3.3. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

Dentin adeziv sistemlerin hekim tarafından kolay ve daha az zaman harcayarak kullanılmasını sağlamak için bu basamakların sayısında ve klinik uygulamalarında çeşitli değişiklikler yapılmış ve bunun sonucunda yeni sınıflandırmalar ortaya çıkmıştır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 203).

Dentin adeziv sistemler; tarihsel gelişimlerine, smear tabakası ile ilişkilerine, adeziv ile dentin arasındaki ilişkiye ve uygulama basamaklarının

sayısına göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 203).

2.3.3.1. Tarihsel Gelişimlerine Göre Dentin Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırılması

Tarihsel gelişimlerine göre dentin adeziv sistemler 7 grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 231):

1. nesil adeziv sistemler: Mine ve dentine, bu dokuların dış yüzeyinde bulunan kalsiyumla şelasyon yaparak bağlanırlar, bağlanma dayanım değerleri düşüktür (2-3 MPa).

2. nesil adeziv sistemler: Negatif yüklü fosfat iyonları ile pozitif yüklü kalsiyum arasında iyonik bağlarla adezyonu sağlayan bu sistemlerde, bağlanma dayanım değerleri 5-6 MPa'dır.

3. nesil adeziv sistemler: Dentinin asitlenmesiyle smear tabakasının ortadan kaldırılması amaçlanmıştır.

4. nesil adeziv sistemler: Üç basamaklı total-etch adeziv sistem olarak da adlandırılan 4. nesil adeziv sistemlerde asit, primer ve adeziv ayrı ayrı basamaklarda uygulanmaktadır.

5. nesil adeziv sistemler: Dördüncü nesil adezivlerdeki kompleks uygulama basamaklarını basitleştirmek amacıyla geliştirilen bu sistemlerde primer ve adeziv tek şişede (*one-bottle*) birleştirilmiştir.

6. nesil adeziv sistemler: İki basamaklı self etch adezivler bu grupta yer almaktadır. Birinci basamak primer uygulamasını oluştururken, 2. basamakta adeziv uygulanmaktadır, asitle pürüzlendirme basamağı ortadan kalkmıştır.

7. nesil adeziv sistemler: Asit, primer ve adeziv tek şişede birleştirilmiştir.

2.3.3.2. Adeziv ve Smear Tabakası Arasındaki İlişkiye Göre Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler

Smear tabakasının bakterilerin pulpaya geçişini ve dentin sıvısının dışarıya akışını engellediği için doğal bir bariyer olduğu görüşünü savunan felsefeye göre şekillendirilen bu adeziv sistemlerde, smear tabakasına infiltre olan monomerlerin polimerizasyonu ile dentine mikromekanik ve aynı zamanda kimyasal olarak bağlanma sağlanır. Bu sistemler kullanıldığında dentin tübülleri smear debris ile tıkanacağı için rezinin dentin kanallarına penetrasyonu sınırlıdır (Van Meerbeek ve diğerleri,1998; 2002, s. 205).

Smear tabakasını tamamen kaldıran adeziv sistemler

Smear tabakasının altındaki dokuya zayıf tutunmasından dolayı adezyonu azalttığı ve bu tabakanın bakterilerin yerleşmesi ve çoğalması için uygun ortam oluşturduğu düşüncesine göre şekillendirilen bu sistemlerde smear tabakası tamamen kaldırılmaktadır. Bu sistemlerde temel mekanizma hibridizasyon ve rezin *tag* oluşumudur. İki ve 3 basamaklı olarak uygulanabilen smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran adeziv sistemlerde total-etch tekniğiyle mine ve dentine aynı anda asit uygulanarak smear tabakasının kaldırılması sağlanır. İki basamaklı sistemde primer ve adeziv birleştirilmiş olarak uygulanırken, 3 basamaklı sistemde primer ve adeziv ayrı şişelerdedir (Van Meerbeek ve diğerleri,1998; 2002, s. 205).

Smear tabakasını çözen adeziv sistemler

Bu sistemler de smear tabakasının avantajları göz önünde bulundurularak geliştirilmiştir. Self-etch adeziv sistemler olarak da adlandırılan bu sistemler, içerdikleri zayıf asidik primerler sayesinde smear tabakasını ve dentin yüzeyini kısmen demineralize ederek smear tabakasını

ortadan kaldırmadan adezyona dâhil ederler (Van Meerbeek ve diğerleri, 1998; 2002, s. 205).

2.3.3.3. Adeziv ile Dentin arasındaki İlişkiye ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Günümüzde en yaygın kullanılan sınıflama, Van Meerbeek ve diğerleri (2003) tarafından adeziv ile dentin arasındaki ilişkiye ve uygulama basamaklarının sayısına göre yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırma şu şekildedir:

- Total-etch adezivler
- Self-etch adezivler
- Cam iyonomer adezivler

Total-etch Adezivler

Total-etch terimi hem mine hem de dentin dokusunun aynı asitle, farklı sürelerde pürüzlendirilmesini tarif etmektedir. Genellikle dentine, mine için asitle pürüzlendirme süresinin yarısı kadar bir sürede asit uygulanır. Bu sistemde smear tabakası dentin yüzeyinden tamamen uzaklaştırılmaktadır (Cardoso ve diğerleri, 2011; Fusayama, 1992; Perdigao, 2007). Total-etch adezivler, 3 basamaklı ve 2 basamaklı olmak üzere 2 ayrı grupta incelenebilir.

Üç basamaklı sistemde dentinin asitlenmesi, primer ve adeziv uygulanması ayrı ayrı basamaklarda gerçekleşmektedir. Bu sistemin temel bağlanma mekanizması, asit uygulanmasıyla açığa çıkan kollajen yapıya rezin monomerin infiltrasyonu ve hibrit tabakasının oluşumudur (Cardoso ve diğerleri, 2011; Silva e Souza ve diğerleri, 2010). Sistemin hassasiyet gerektiren aşamalarından birisi asit uygulanmasından sonra dentinin yıkanıp kurutulması işlemidir. Asitin ve çözünen dokunun uzaklaştırılması

amacıyla dentin yüzeyi yıkandıktan sonra nemli bağlanma sağlayabilmek için dentin yüzeyi çok hafif kurutulmalıdır. Yüzey kuvvetli hava ile kurutulacak olursa asitleme sonucu açığa çıkmış kollajenin çökmesine neden olunabilir, ancak fazla su da bağlanmayı olumsuz yönde etkileyecektir (Cardoso ve diğerleri, 2011; Ulusoy ve diğerleri, 1998). Bu dengeyi sağlamadaki zorluk 3 basamaklı total-etch sisteminin dezavantajları arasında sayılabilir. Bunun dışında, dentinin fazla asitlenme riski, uygulama zamanının uzun olması ve yıkama gerektirmesi de sistemin dezavantajları olarak ortaya çıkar (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 220).

İki basamaklı total-etch adezivlerde ise primer ve adeziv uygulama basamakları birleştirilmiştir. İlk aşamayı yine asitleme işlemi oluştururken 2. şişede su, aseton veya etanol gibi çözücülerle birlikte kombine edilmiş halde bulunan hidrofilik ve hidrofobik monomerler vardır. Asitleme ve yıkama işleminden kaynaklanan dezavantajlar 2 basamaklı total-etch sistemler için de geçerlidir (Peumans ve diğerleri, 2005).

Self-etch Adezivler

Self-etch adeziv sistemlerde asitleme işlemi ortadan kaldırılmış ve primer yapısına asidik monomerler ilave edilmiştir. Yıkama ve kurutma gerektirmeyen, karboksilik asit bazlı veya fosfat asit bazlı olan bu monomerlerin hidroksiapatit yapısında bulunan kalsiyuma kimyasal olarak bağlanma yetenekleri vardır (Yoshida ve diğerleri, 2004). Bu sistem smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, modifiye ederek adezyona dâhil eder, böylece monomerlerin infiltrasyonu ile oluşan rezin uzantılara smear tıkaçlar da dâhil edilmiş olur. Self-etch adezivlerde dentinin demineralizasyonu ve monomerin infiltrasyonu aynı anda olmaktadır. Bunun sonucu olarak sıkı bir demineralizasyon derinliği oluşsa da sonrasında

meydana gelen hibrit tabaka, desteksiz kalmış kollajen miktarı azaldığı için oldukça homojendir (De Munck ve diğerleri, 2005; Krithikadatta, 2010).

Self-etch adezivler pH derecelerine veya uygulama basamaklarının sayısına göre sınıflandırılabilirler. pH derecelerine göre sınıflandırmada self-etch adezivler zayıf, orta kuvvetli ve kuvvetli olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır (Krithikadatta, 2010; Silva e Souza ve diğerleri, 2009; Tay ve Pashley, 2001). Kuvvetli self etch adezivlerin pH'sı 1 veya daha düşüktür. Asidite miktarının bu kadar yüksek olması mine ve dentinde oluşturduğu demineralizasyon derinliğinin daha fazla olmasına neden olmaktadır (Cardoso ve diğerleri, 2011; Perdigao, 2007). Dolayısıyla kimyasal olarak karboksilik bazlı monomerler, çözünen hidroksiapatit kristali fazla olduğundan kimyasal adezyondan çok mikromekanik bağlanma gösterirler (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Mine ve dentin yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler, total-etch adezivlerde kullanılan asit uygulaması sonrasında oluşan değişiklikler ile benzerlik gösterdiğinden adezyon mekanizması da total-etch adezivlerde olduğu gibidir (Cardoso ve diğerleri, 2011). Dentinde hidroksiapatit kristallerinin tamamen çözünmesine ve kollajenlerin açığa çıkmasına neden olur, oluşan hibrit tabakası da 3-4 µm kalınlığa kadar ulaşabilir (Peumans ve diğerleri, 2005).

Zayıf self-etch adezivlerin pH'sı 2 civarındadır ve dentin yüzeyinde oluşturdukları demineralizasyon derinliği 1 µm'yi geçmez. Zayıf self-etch adezivler, hidroksiapatit kristallerini tamamen çözmez, uygulama sonrası oluşan hibrit tabakası kuvvetli self-etch adezivlerin oluşturduğu tabakaya göre daha incedir ve çözünmeyen hidroksiapatit kristalleri içerir (Cardoso ve diğerleri, 2011). Self-etch adezivlerin yapısında bulunan karboksilik asit bazlı monomerler, çözünmeyen hidroksiapatit kristallerinin yapısındaki kalsiyuma bağlanarak mikromekanik adezyonun yanında kimyasal adezyon

da sağlarlar (Yoshida ve diğerleri, 2004). Mikromekanik bağlanma ani streslere karşı bağlanma direncini arttırırken, kimyasal bağlanma da mikrosızıntı riskini azaltmaktadır (De Munck ve diğerleri, 2005, Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

Orta kuvvetli self-etch adezivlerin pH'sı 1,5 civarındadır. Bu adezivlerin kullanımı sonucu oluşan hibrit tabakanın üst kısmı tamamen demineralize olurken en alt kısmında demineralize olmayan kısımlar yer alır. Demineralizasyon derinliği 1-2 µm arasında değişen orta kuvvetli self etch adezivlerle sağlanan mikromekanik bağlanma zayıf self-etch adezivlere göre daha başarılıdır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2011). Aynı zamanda hibrit tabakanın en alt kısmında çözünmeden kalan hidroksiapatit kristalleri aracılığı ile dentine kimyasal olarak da bağlanabilme özelliğine sahiptirler (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 224).

Uygulama basamaklarına göre yapılan sınıflandırmada ise self-etch adezivler tek basamaklı ve 2 basamaklı olmak üzere 2 gruba ayrılmışlardır. İki basamaklı self-etch adezivlerde ilk basamağı asidik monomer ilave edilmiş primer uygulanması (*self etching primer*) oluştururken 2. basamakta adeziv rezin uygulanmaktadır. Tek basamaklı self-etch adezivlerde ise asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv aynı şişede yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2011).

Cam-iyonomer Adezivler

Cam iyonomer, diş yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan bağlanan tek materyaldir. Bu bağlanma, diş dokusuna kısa süreli polialkenoik asit uygulamasıyla daha da geliştirilebilir (De Munck ve diğerleri, 2005). 10-20 s polialkenoik uygulaması ile diş yüzeyi temizlenir, smear tabakası kaldırılır ve kollajen fibriller yaklaşık 0,5-1 µm derinliğe kadar açığa çıkar (Inoue ve diğerleri, 2001). Cam iyonomer bileşenlerinin bu açığa çıkan bölgelere diffüze

olmasıyla birlikte hibrit tabakası oluşur ve mikromekanik bağlanma gerçekleşir. Polialkenoik asidin fosforik aside göre daha zayıf olması nedeniyle uygulama sonrası hidroksiapatit kristalleri, açığa çıkan kollajen fibrillerden tamamen ayrılmazlar. Bu ayrılmayan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarıyla, polialkenoik asidin karboksil grubu iyonik olarak bağlanarak mikromekanik adezyonun yanında kimyasal adezyon da sağlamaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 227; Yoshida ve diğerleri, 2000).

2.4. Adezyonu Etkileyen Klinik Faktörler

Klinikte kullanılan adezivlerin başarısı birçok faktör tarafından etkilenmektedir. Bu faktörleri Van Meerbeek ve diğerleri (1998), şu şekilde sınıflamışlardır:

- Dişe (aderente) ait faktörler
- Adezive ait faktörler
- Restoratif materyale ait faktörler
- Hastaya ait faktörler
- Çevresel faktörler

2.4.1. Dişe Ait Faktörler

Dentin Yapısındaki Değişimler

Dentin, içeriği ve mikro yapısı sürekli değişen canlı ve dinamik bir dokudur. Yaşla, çürükle, abrazyon ve erozyonun etkisiyle oluşan dentin sağlam dentine göre farklılıklar göstermektedir. İlerleyen yaşla birlikte dentinde fizyolojik sklerozis oluşurken, abrazyon ve erozyon gibi yavaş ve orta şiddetteki irritasyonlar reaktif dentin sklerozisine neden olmaktadır. Çürük, dental işlemler ve atrisyon ise pulpaya komşu bölgelerde tamir

dentini (tersiyer dentin) oluşumunu stimüle eder (Perdigao, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 187).

Fiziksel veya patolojik nedenlerle oluşan sklerotik dentinde, dentin kanalları az ve düzensizdir, aynı zamanda bazı dentin kanalları peritübüler dentinin apozisyonu ve mineral birikimi nedeniyle tıklandığından tübül çaplarında azalma meydana gelmiştir (Eick ve diğerleri, 1997; Pashley ve Carvalho, 1997; Perdigao, 2010). Bu da dentin geçirgenliğinin azalmasına ve sonuç olarak bağlanmanın normal dentine göre daha zor olmasına neden olmaktadır (Cox ve diğerleri, 1992; Duke ve Lindemuth, 1991; Kwong ve diğerleri, 2000).

Dentin yapısının fiziksel veya patolojik nedenlerle sağlam dentine göre farklılık gösterdiği durumlarda; tutuculuğu arttırmak için asitle pürüzlendirme işleminin süresinin arttırılması, daha kuvvetli asitlerin kullanılması ve sklerotik dentinin kavite preperasyonu sırasında mekanik olarak uzaklaştırılması gibi seçenekler önerilmektedir (Perdigao, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998).

Smear tabakası

Minede ve dentinde bağlanmayı etkileyen diğer bir faktör de smear tabakasının varlığıdır. Dentin dokusunun frezle veya kesici aletle kesildikten sonra yüzeyinde oluşan kırılmış hidroksiapatit kristalleri, denatüre olmuş kollajen, kan, tükürük ve bakteriden meydana gelen, yaklaşık 0,5-2 µm kalınlığındaki düzensiz tabakaya smear tabakası adı verilir. Smear tabakasının yapısını temel olarak hidroksiapatitler ve denatüre olmuş kollajenler oluştururken, bu yapının içeriği smear tabakasının meydana geldiği bölgeye göre değişmektedir. Ayrıca smear tabakası tükürük ve dolayısıyla kontamine bakterileri de içerebilir (Eick ve diğerleri, 1997; Perdigao, 2010). Smear tabakası dentine 5 MPa gibi düşük bir değerle

bağlanır. Smear tabakası, dentin tübüllerindeki smear tıkaçlar nedeniyle dentin geçirgenliğini %86'ya kadar azaltmakta ancak smear tabakasının pöröz yapısı dentinal sıvının difüzyonuna izin vermektedir (Perdigao, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 190).

Smear tabakasının diş dokularına zayıf bağlanma probleminin üstesinden gelebilmek için 2 strateji kullanılmaktadır. Birincisinde smear tabakası tamamen kaldırılırken 2. stratejide adeziv sistem smear tabakasına penetre olmakta ve smear tabakasını adezyona dâhil etmektedir. Bu 2 yöntemin de başarılı olduğu bildirilmiştir (Pashley, 1992; Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s.191).

Dentin nemi

Dentin, her zaman nemli bir dokudur ve buna neden olan faktörleri içsel ve dışsal olarak ayırmak mümkündür. İçsel neden, kanallar içinde bulunan dentin lenfinin pulpa tarafından hafif fakat sürekli bir basınçla (20-30 mm Hg) dışarıya doğru itilmesidir (Sturdevant ve diğerleri, 2002 s. 27; Swift ve diğerleri, 1995; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 194). Dentinde içsel nedenle oluşan ıslaklık direkt olarak dentin geçirgenliğine ve kanallar içindeki pulpal basınca bağlı olup adezyonu etkileyen önemli faktörlerdendir (Perdigão, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998).

Adeziv sistemlerin, içerdikleri hidrofilik monomerler yardımıyla dentin üzerindeki fazla nemi absorbe ederek fazla nemin adezyonu etkilemesinin önüne geçmesi mümkündür (Marshall ve diğerleri, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 196).

2.4.2. Adezive Ait Faktörler

Güçlü bir adezyon için adeziv sistemin diş dokusunu yeterli derecede ıslatması, mikroçukurcuklara penetrasyonu sağlayacak kadar düşük yoğunlukta olması ve adezyon sırasında yüzeydeki nem ile yer değiştirebilmesi gerekmektedir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 196). Adeziv sistemlerde ıslanabilirliği arttırmak için yapıya hidrofilik monomer olan HEMA eklenmiştir. Yüzeydeki nem ile yer değiştirme ise primer yapısında bulunan etanol veya aseton sayesinde gerçekleşmektedir (Shin ve diğerleri, 2009; T.K. Vaidyanathan ve J. Vaidyanathan, 2009).

Islanabilirliği etkileyen diğer bir faktör de değim açısıdır. İyi bir adezyon için diş ile adeziv arasındaki değim açısı mutlaka sıfır veya sıfıra yakın olmalıdır (Dayangaç, 2000, s. 22; Perdigao ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184).

2.4.3. Restoratif Materyale Ait Faktörler

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sırasında büzülmesi adezyonun başarısız olmasına neden olan en önemli faktörlerdendir. Polimerizasyon büzülmesinin derecesi rezinin doldurucu içeriğine bağlı olarak değişmektedir. Günümüzde kullanılan rezinler hacim olarak yaklaşık %2,9-7,1 arasında büzülmeye maruz kalmaktadırlar (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 196). Ancak rezin, kuvvet karşısında esneme özelliği, akışkanlık özelliği ve su emilimi ile büzülme streslerini bir derece kompanze edebilecek mekanizmalar olarak bildirilmektedir (Dayangaç, 2000, s. 85). Ayrıca polimerizasyon büzülmesi, rezinin inkramental teknik ile yerleştirilmesi (Park ve diğerleri, 2008), rezin içine daha önceden polimerize edilmiş cam veya seramik blokların ilave edilmesi (Bowen ve diğerleri, 1991) ve farklı polimerizasyon stratejilerinin kullanılması (Mehl ve diğerleri, 1997) ile de kompanze edilebilir.

2.4.4. Hastaya Ait Faktörler

Fizyolojik yaşlanmayla beraber dentin kanalları daralmakta, dentin geçirgenliği azalmakta ve odontoblastların sayısında azalma görülmektedir. Dentinde meydana gelen bu değişikliklere bağlı olarak rezinin dentine penetrasyonu zorlaşmakta ve bağlanma olumsuz yönde etkilenmektedir (Perdiago, 2010).

Adezyonu etkileyen diğer bir faktör de hastanın çiğneme alışkanlıklarıdır. Bruksizm ve diğer okluzyon bozuklukları servikal bölgede stres birikimine neden olur. Bu streslerin büyüklükleri çok yüksek olmasa da tekrarlayan bükülme kuvvetleri özellikle sınıf 5 restorasyonlarda başarısızlıklara yol açabilir (Swift ve diğerleri, 1995).

2.4.5. Çevresel Faktörler

2.4.5.1. Tükürük Kontaminasyonu

Tükürük, minör ve majör salgı bezlerinden gelen salgının ve aynı zamanda dişeti sıvısında bulunan oral bakterilerin ve yemek artıklarının oluşturduğu asidik, mukoseröz birleşik sıvının genel adıdır (Humphrey ve Williamson, 2001). Bunların dışında mukozal transudasyon, bronşial ve nazal sekresyon, serum ve kan türevleri, bakteri, virüs, mantar, epitel hücre artıkları da tükürüğü oluşturan sıvıda yer alır (Greabu ve diğerleri, 2009).

Ağız içinde bulunan tükürüğün %90'ının kaynağını parotis, submandibular ve sublingual bezler oluşturmakta, geri kalanı ise oral mukozanın çeşitli bölgelerinde yer alan ve sayıları 450-750 arasında değişen minör tükürük bezleri tarafından salgılanmaktadır (Aps ve Martens, 2005). Parotis bezinden gelen salgı seröz, minör tükürük bezlerinden gelen salgı müköz, sublingual ve submandibular bezlerden gelen salgı ise hem seröz hem de müköz özelliktedir (Humphrey ve Williamson, 2001). Bezlerden salgılanan salgının içeriği ve özellikleri beslenme alışkanlıklarına, yaşa,

cinsiyete, sistemik hastalıklara, kullanılan ilaçlara bağılı olarak değişkenlik gösterebilir (Greabu ve diğerleri, 2009). Tükürük bezleri sempatik ve parasempatik sinirler tarafından innerve edilmekte ve salgı içeriği bu iki innervasyonda farklılık göstermektedir. Sempatik sinirler tükürüğün protein içeriğini arttırırken, parasempatik sinirler ise su içeriğini arttırmaktadır (Humphrey ve Williamson, 2001).

Sağlıklı bir bireyde günlük tükürük miktarı 1-1,5 L (Humphrey ve Williamson, 2001), salgı hızı ise 0-0,6 mL/dk arasında değişiklik göstermektedir (Aps ve Martens, 2005). Tükürük salgılanması uyarın ile salgılanma ve dinlenim halinde salgılanma olmak üzere 2 şekilde gerçekleşmektedir. Uyarınla salgılanma, dinlenim halinde salgılanmadan daha hızlıdır, asınar hücrelerinden salgılanan tükürük kanallardan daha hızlı geçer ve elektrolit dengesinin sağlanması için fazla zaman yoktur, bu yüzden uyarın ile salgılanan tükürükte dinlenim halinde salgılanan tükürüğe göre bikarbonat iyonu konsantrasyonu, dolayısıyla da tamponlama kapasitesi daha yüksektir (Aps ve Martens, 2005).

Tükürük içeriği

Tükürük içeriğinin yaklaşık %99'unu su oluşturmaktadır, geri kalan kısımda ise inorganik ve organik komponentler yer alır. Tükürük içinde yer alan inorganik moleküller elektrolit haldedir ve miktarları Tablo 2.3.'deki gibidir (Aps ve Martens, 2005).

Tablo 2.3. Tükürük içindeki elektrolit konsantrasyonları (Aps ve Martens, 2005).

Elektrolit	Plazma	Dinlenme durumundaki tükürük	Stimüle edilmiş tükürük
Na ⁺ (mmol/l)	145	5	20-80
K ⁺ (mmol/l)	4	22	20
Ca ⁺² (mmol/l)	2.2	1-4	1-4
Cl ⁻ (mmol/l)	120	15	30-100
HCO ₃ ⁻ (mmol/l)	25	5	15-80
Fosfat (mmol/l)	1.2	6	4
Mg ⁺² (mmol/l)	1.2	0.2	0.2
SCN ⁻ (mmol/l)	<0.2	2.5	2
NH ₃ (mmol/l)	0.05	6	3
(NH ₂) ₂ CO (mmol/l)	2-7	3.3	2-4

Bu elektrolitlerden sodyum, potasyum ve klorit ozmoregülatör olarak görev yaparken, kalsiyum ve fosfat dışın mineral bütünlüğünü sağlar. Bikarbonat iyonları ise tükürüğün pH dengesinin sağlanmasında tampon sistem olarak görev yapmaktadır (Dodds ve diğerleri, 2005). Tükürüğün organik yapısını ise üre, amonyak, ürik asit, glukoz, kolesterol, yağ asidi, mono, di ve trigliseritler, glikolipitler, aminoasit, steroid hormonları ve proteinler meydana getirmektedir. Proteinler organik yapının yaklaşık %0,1-0,2'lik bölümünü oluşturmakta ve oral kavitenin korunmasında görev alan musin, amilaz, aglütin, glikoprotein, lizozim, peroksidaz, laktoferrin ve Ig A gibi makromolekülleri içermektedirler (Greabu ve diğerleri, 2009).

Tükürüğün adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine etkisi çeşitli hipotezlerle açıklanmaya çalışılmıştır. Bunlardan biri tükürük içinde bulunan glikoproteinlerin dentin tarafından absorbe edilerek bağlanma için dentin yüzeyinin uygunsuz hale gelmesine sebep olmasıdır (Chung ve diğerleri, 2009; Hitmi ve diğerleri, 1999). Pashley ve diğerleri (1982), tükürük

içinde bulunan glikoproteinlerin dentin kanalları içine sızabileceğini göstermiştir. Bir diğer teoride ise tükürük içinde bulunan suyun primeri dilüe ederek zayıf bir hibrit tabakası oluşmasına neden olabileceği belirtilmiştir (Neelagiri ve diğerleri, 2010). Aynı zamanda kompozit rezin içinde bulunan Bis-GMA'nın tükürük içinde bulunan enzimler tarafından parçalanabileceği ve bu hidrolitik aktivitenin adezyon yüzeylerinde bozulmalara yol açabileceği bildirilmiştir (Chung ve diğerleri, 2009).

Tükürüğün çalışmalarda kullanılması veya hızının, miktarının ve içeriğinin değerlendirilmesi için çeşitli toplama yöntemleri mevcuttur. Bu yöntemler akıtma, tükürme, vakumlu emme ve pamuk rulo ile temizleme yöntemleridir (Navazesh, 1994).

Akıtma (*draining*) yöntemi: Bu yöntemde hasta dinlenim halinde oturur, gözleri açık ve kafası öne bakacak şekildedir. Tükürüğü toplamadan önce hastanın 5 dk dinlenmesi ve ağız kaslarını çok kullanmaması önerilir. Tükürük 5 dk boyunca hastanın ağız köşesinden akar ve toplanan tükürük Proflow Sialometer (Proflow, Incorporated, Amityville, New York, & ABD) adı verilen ve bu yöntem için üretilmiş bir test tüpüyle toplanır (Navazesh, 1994).

Tükürme (*spitting*) yöntemi: Bu yöntemde tükürüğün ağız tabanında toplanmasına izin verilir. Hasta 5 dk boyunca her 60 s de bir test tüpüne tükürür. Bu metod, hem dinlenim halinde hem de uyaran ile salgılanan tükürüğün toplanması için kullanılmaktadır. Tükürüğün salgılanmasını uyarmak için 0,1-0,2 mol/L sitrik asit, parafin ve sakız kullanılabildiği gibi, çiğneme gibi mekanik yöntemlerle de tükürük salgılanması sağlanabilir. Uyaranla salgılanan tükürük toplanırken ilk 2 dk'da alınan tükürük debris içerdiği için kullanılmaz (Navazesh, 1994).

Vakumlu emme (*suction*) yöntemi: Ağız tabanında toplanan tükürük bir aspiratör yardımıyla test tübüne çekilir (Navazesh, 1994).

Pamuk rulo ile temizleme (*swab*) yöntemi: Bu yöntemde tükürük, major salgı bezlerinin kanal ağızlarından bir pamuk rulo veya sünger (sponge) yardımıyla toplanır (Navazesh, 1994).

2.4.5.2. Kan Kontaminasyonu

Klinikte adezyonu etkileyen bir diğer faktör de kan kontaminasyonudur. Kan kontaminasyonunun adezyon üzerine etkisi tükürük ile benzerlik göstermektedir. Kontaminasyon sırasında kanın yapısında bulunan ve yüksek molekül ağırlığına sahip olan fibrinojenler ve trombositlerin dentin üzerinde bir film tabakası oluşturarak, adeziv sistemin kanallara infiltre olmasını engellediği düşünülmektedir (Pashley ve diğerleri, 1982).

2.4.5.3. Hava-su Şırıngalarından Yağ Kontaminasyonu

Yağ filtresine sahip olmayan ya da filtreleri zamanında temizlenmeyen ünitlerde çalışırken ortaya çıkan yağ kontaminasyonu, fark edilmediği takdirde adezyonda başarısızlıklara neden olabilecek bir faktördür. Başarısızlık sebebi; hava su şırıngasından gelen yağın, tükürük ve kan kontaminasyonunda olduğu gibi, dentin yüzeyini kaplaması ve adezivin kanallara infiltre olmasını engellemesi olarak gösterilmiştir (Borsatto ve diğerleri, 2010).

2.5. Adeziv Sistemlerin Başarısının Değerlendirilmesi

Bağlanma Dayanımı Testleri

Çiğneme kuvvetleri ile oluşan mekanik stresler, polimerizasyon sırasında oluşan büzülme stresleri, sıcaklık ve pH değişimleri ile oluşan kimyasal stresler; diş ve restorasyon arasındaki bağlanma dayanımını etkileyen kuvvetlerdir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2003). Adeziv sistemlerin bu kuvvetler karşısındaki bağlanma dayanımlarını ölçmek için in-vitro olarak çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testler bağlanma alanının büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro testler olmak üzere iki grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Makro testlerden, gerilme bağlanma dayanımı testinde diş yüzeyine dik olarak gelen kuvvetler esas alınırken, makaslama bağlanma dayanım testinde ise diş yüzeyine paralel kuvvetler uygulanmaktadır. Makro testlerde 3 mm² ve daha geniş bağlantı yüzeyleri kullanıldığı için, örneklerde oluşan kopmalar sıklıkla dentinde veya örnekte koheziv olarak meydana gelmektedir ve bu da bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özelliklerini yansıtmamaktadır. Ayrıca bu testlerde, bağlantı yüzeyinde oluşan streslerin homojen olmaması ve düzensiz stres dağılımının lokal stres alanları yaratması da makro testlerin dezavantajları arasında sayılabilir (Braga ve diğerleri, 2010; Cardoso ve diğerleri, 1998; Özyeşil ve diğerleri, 2009; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

1994 yılında Sano ve diğerleri tarafından mikro gerilim testinin tanıtılmasıyla beraber makrotestler, yerini 1 mm² ve daha küçük alanlarda çalışmaya fırsat veren mikrotestlere bırakmıştır. Bu testte bağlantı yüzeyleri yaklaşık 1 mm² olduğu için dentindeki koheziv kopmaların oranı oldukça azalmıştır. Aynı zamanda bir diştten çok miktarda örnek sağlanabilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi ve örneklerin deneyden sonra SEM’de daha kolay

incelenebilmesi bu testin avantajları arasında sayılabilir (Armstrong ve diğ erleri, 2010; Sano ve diğ erleri, 1994; Van Meerbeek ve diğ erleri, 2010).

Diğ er bir mikro bağlanma dayanım testi de 2002 yılında Shimada ve diğ erleri tarafından tanıtılan mikro-makaslama testidir. Diğ  dokusunun veya bir materyalin üzerine yerleştirilen 1mm²'den daha küçük yüzey alanlarına sahip örneklerin bir tel yardımıyla koparılarak bağlanma dayanım değerlerinin ölçüldüğü bu test için de mikro-gerilim test yönteminde olduğu gibi bir diğ ten birden fazla örnek elde edilmesi, tek bir diğ  için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi ve örneklerin deneyden sonra SEM'de daha kolay incelenebilmesi avantajlarını saymak mümkündür (Armstrong ve diğ erleri, 2010).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Aşağıda listelenen 3 farklı adeziv sistemin farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonunun adezivlerin dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisinin mikro makaslama test yöntemiyle *in-vitro* olarak incelendiği çalışmamız; Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Laboratuvarı ile Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler şunlardır:

1-İki basamaklı total-etch adeziv: Prime&Bond NT, De Trey/Dentsply, Konstanz, Almanya

2-İki basamaklı self-etch adeziv: Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya

3-Tek basamaklı self-etch adeziv: Clearfil S³ Bond, Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya

Çalışmamızda her adeziv sistem için C2 renkte mikrohibrit yapıda bir kompozit rezin (Filtek Z-250, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanıldı.

Kullanılan materyallerin içerikleri Tablo 3.1' de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları.

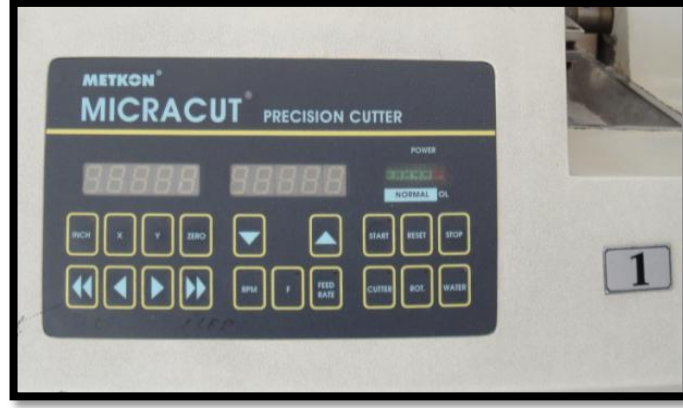
Ürün Adı	Seri No	Kimyasal İçeriği	Üretici Firma
Prime&Bond NT	0602002202	PENTA (dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat), UDMA, Rezin R5-62-1, T-resin, D-resin, aseton, bisfenol A, nanodoldurucular, setilamin hidroflorit, stabilizatör, inisiyatör	Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya
Ultra-etch	E053	%35'lik ortofosforik asit, silika	Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD
Clearfil SE Bond	Primer 01059A	10-MDP (10-methakriloiloksidesil dihidrojen fosfat), HEMA, hidrofilik dimetakrilat, N,N-Dietanol-p-toluidin, kamferokinon, dietanol, su.	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya
	Bond 01581A	10-MDP, HEMA, Bis-GMA, hidrofilik dimetakrilat, N,N-dietanol-p-toluidine, kamferokinon, silanize kolloidal silika.	
Clearfil S³ Bond	00105B	10-MDP, HEMA, Bis-GMA, su, etanol, foto-inisiyatör, silanize kolloidal silika	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya
Filtek Z-250	6020C2/9YE	Doldurucu: Zirkonya/silika Organik matriks: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD

3.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

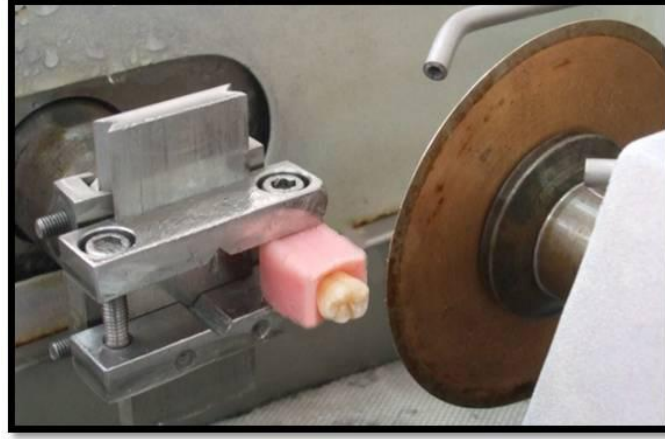
Çalışmamızda mikro-makaslama bağlanma dayanım testi için kullanılmak üzere 24 adet çürüksüz, restorasyonsuz 3. molar diş toplandı. Bu dişler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi bölümünde hastaların aydınlatılmış onamları alınarak çekildi ve bu dişlerin çalışmamızda kullanılması için Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu'ndan gerekli izinler alındı (Karar no: 12, 2010). Dişlerin üzerindeki plak ve yumuşak doku artıkları su altında fırça yardımıyla temizlendikten sonra dişler, deney zamanına kadar 40°C distile suda bekletildi (International Organization For Standardization, 2003).

3.3. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesi

Mikro-makaslama testi için gerekli olan dentin kesitleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan mikro kesit alma cihazı (Micracut, Metkon Instruments Ltd Bursa, Türkiye) (Şekil 3.1) kullanılarak elde edildi. Mikro kesit alma cihazına adapte edebilmek için dişler, servikal hattın 1 mm apikalinden okluzal yüzleri horizontal düzleme paralel olacak şekilde akrilik rezin (Heraus Kulzer Ltd, Newbury, İngiltere) bloklara gömüldü ve daha sonra kesme cihazına yerleştirildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Düşük hızlı mikro kesit alma cihazı



Şekil 3.2. Akrilik blokların kesme cihazına yerleştirilmesi

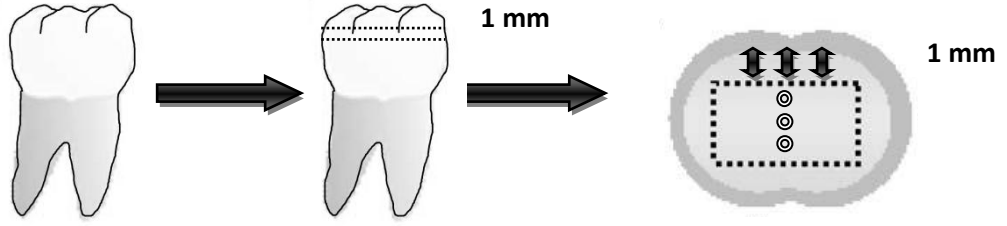
Kesme cihazıyla su soğutması altında, her bir diğten 2 adet olmak üzere toplam 48 adet 1 mm'lik horizontal kesit elde edildi. Kesitler elde edildikten sonra standart bir smear tabakası elde etmek ve dentin yüzeylerini standart, düzgün bir hale getirmek amacıyla, diğ yüzeyleri 600 gritli silikon karbit zımpara (ZiBo Sisha MT Coated Abrasives CO.,Ltd., Shandong, Çin) kullanılarak zımparalandı (International Organization For Standardization, 2003).

3.4. Tükürüğün Elde Edilmesi

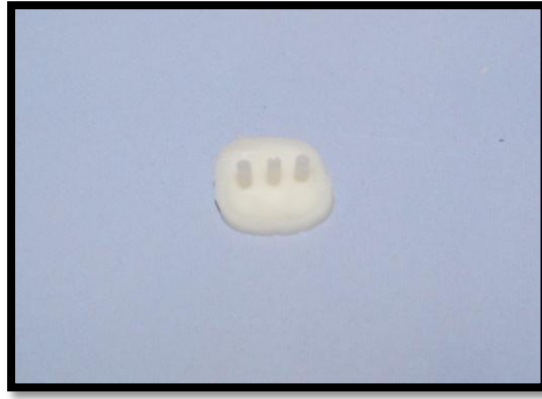
Çalışmada kullanılacak tükürük, herhangi bir sistemik hastalığı olmayan, sigara içmeyen ve tükürük içeriğini etkileyecek ilaç kullanmayan tek bir bireyden elde edildi. Tükürük toplanmasından 2 saat öncesine kadar bireyin yemek yememesine dikkat edildi. Birey, tükürük toplama öncesi ağzını deiyonize su ile yıkadıktan sonra, başı ileriye bakacak ve gözleri açık olacak şekilde oturtuldu ve orofasiyal kaslarının hareketleri minimuma indirmesi istenerek 5 dakika boyunca dinlendirildi. Tükürük, tükürme yöntemi ile (Navazesh, 1994) toplandı. Bireye bu pozisyondayken ağız tabanında tükürüğünü biriktirmesi söylenerek 5 dakika boyunca her 60 saniyede bir, test tüpüne tükürmesi sağlandı. İlk 2 dakikada toplanan tükürük debris içerme ihtimali dolayısıyla kullanılmadı. Çalışmamızda taze tükürük kullanıldı.

3.5. Dentin Kesitlerinin Üzerine Kompozit Silindirlerin Yerleştirilmesi

Bütün gruplarda, mikro-makaslama bağlanma dayanım testi için dentin diskler üzerine kompozit rezin yerleştirilirken 0,7 mm çapında ve 1 mm yüksekliğinde şeffaf plastik tüpler kullanıldı (Tygon, Norton Performance Plastic Co., Cleveland, OH, ABD). Bağlantı testi için, bu 1 mm'lik diş kesitlerinde, mine-dentin birleşiminden en az 1 mm uzaklıktaki bölge seçildi. Her disk üzerine 3 adet kompozit rezin silindir yerleştirildi (Şekil 3.3). Kompozit rezini yerleştirirken diş yüzeyine tam olarak oturmasına, hava kabarcığı ve boşluk oluşturmamasına dikkat edildi (Şekil 3.4)



Şekil 3.3. Dentin kesitlerinin üzerine kompozit silindirlerin yerleştirilmesi.



Şekil 3.4. Kompozit silindir yerleştirilmiş dentin kesiti.

3.6. Işık Kaynağı Seçimi ve Standardizasyonu

Dentin kesitler üzerine yerleştirilecek olan kompozit rezinlerin polimerizasyonu için 450-500 nm dalga boyunda ve 500 mw/cm² gücündeki halojen ışık kaynağı (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) kullanıldı. Test örnekleri polimerize edilmeden önce ışık ucu, polimerizasyon cihazının üzerinde bulunan sensör üzerine degecek şekilde yerleştirilip, ışıkölçerden ışık yoğunluğunun uygunluğu okunarak kontrol edildi.

3.7. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Adeziv sistemler uygulanmadan önce, hazırlanmış dentin kesitleri öncelikle adezivin tipine göre her grupta rastgele 16 kesit olacak şekilde 3 gruba ayrıldı. Daha sonra, herbir gruptaki kesitlerden tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamaya göre 4 alt grup oluşturuldu. Çalışmamızda oluşturulan gruplar ve alt gruplar Tablo 3.2’de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Çalışma grupları.

Grup Adı	Alt grup	Uygulanan işlem
Grup 1 İki basamaklı total-etch adeziv sistem (Prime&Bond NT)	A	Tükürük kontaminasyonu yok (Kontrol grubu)
	B	Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu
	C	Adeziv sistem uygulanmasından sonra tükürük kontaminasyonu
	D	Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu
Grup 2 İki basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond)	A	Tükürük kontaminasyonu yok (Kontrol grubu)
	B	Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu
	C	Adeziv sistem uygulanmasından sonra tükürük kontaminasyonu
	D	Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu
Grup 3 Tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil S ³ Bond)	A	Tükürük kontaminasyonu yok (Kontrol grubu)
	B	Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu
	C	Adeziv sistem uygulanmasından sonra tükürük kontaminasyonu
	D	Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu

3.7.1. Grup 1: İki Basamaklı Total-etch Adeziv Sistem (Prime&Bond NT) Uygulanması

Bu grup için tükürük kontaminasyonu aşamasına göre 4 alt grup oluşturuldu (Tablo 3.3).

Grup 1A: Kontrol grubu (Tükürük kontaminasyonu yok)

Öncelikle dentin yüzeyi %35'lik ortofosforik asitle (Ultra-etch, Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD) üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda 15 s boyunca pürüzlendirildi, 10 s süreyle yıkandı ve dentin yüzeyi hafif nemli kalacak şekilde fazla su hava spreyi ile (4 cm uzaklıktan) uzaklaştırıldı. Daha sonra Prime&Bond NT diş yüzeyine sürüldü, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 s bekletildikten sonra havayla hafifçe kurutuldu, plastik tüpler mine dentin sınırından en az 1 mm uzaklıktaki dentin bölgesine presel yardımıyla yerleştirildi ve hemen ardından 20 s polimerize edildi. Böylece plastik tüpler dentin yüzeyine sabitlendi. Bu plastik tüpler içine kompozit rezin yerleştirildi. Kompozit rezin silindirlerin polimerizasyonu sağlanırken rezin üzerine şeffaf selüloit bant (Hawe, Kerr Dental, CA, ABD) yerleştirilerek 20 s ışık verildi. Adeziv ve kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken süreler üretici firmaların önerileri doğrultusunda belirlendi. Kompozit rezin uygulamaları tüm gruplar için bu şekilde gerçekleştirildi.

Grup 1B: Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu

Diş yüzeyine Grup 1A'da olduğu gibi asit uygulandı, yıkandı, kurutuldu. Daha önceden toplanmış olan tükürük bir mikro fırça (Micro Tim, Voco, Cuxhaven, Almanya) yardımıyla mikrofırçanın alabildiği kadar miktarda diş yüzeyine sürüldü (Fritz ve diğerleri, 1998; Hitmi ve diğerleri, 1999) ve 15 s boyunca bekletildikten sonra (Fritz ve diğerleri, 1998)

tükürüğün fazlasının uzaklaştırılması için 4 cm uzaklıktan 1 s çok hafif havayla kurutuldu. Tükürük kontaminasyonunun ardından Prime&Bond NT diş yüzeyine sürüldü, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 s bekletildikten sonra hafif havayla kurutuldu, plastik tüpler yerleştirildi, 20 s polimerize edildi, kompozit rezin yerleştirildi ve 20 s boyunca ışık uygulandı.

Grup 1C: Adeziv sistem uygulamasından sonra tükürük kontaminasyonu

Diş yüzeyinin asitle pürüzlendirilip, yıkanıp kurutulmasından sonra Prime&Bond NT yüzeye uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu. Bu aşamadan sonra, tükürük tek kullanımlık bir mikro fırça yardımıyla adeziv uygulanmış yüzeye sürüldü ve 15 s bekletildikten sonra hafif havayla kurutuldu ve plastik tüpler yerleştirildi. Halojen ışık kaynağı ile 20 s polimerizasyondan sonra kompozit rezinler plastik tüpler içine dolduruldu ve tekrar 20 s süreyle ışık uygulandı.

Grup 1D: Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu

Asit uygulaması ve yıkanıp kurutulmasını takiben Prime&Bond NT yüzeye uygulandı, 20 s bekletildi, plastik tüpler yerleştirildi, hafif havayla kurutulduktan sonra 20 s boyunca polimerize edildi. Bu aşamada tükürük bir mikro fırça yardımıyla uygulandı, 15 s dentin yüzeyinde bekletildi, hafif havayla kurutulduktan sonra kompozit rezin plastik tüplere yerleştirildi ve tekrar 20 s süreyle ışık uygulandı.

Tablo 3.3. Grup 1'in çalışma grupları için uygulama aşamaları.

Çalışma grubu	Uygulama Aşamaları
1A	15 s %35'lik ortofosforik asit uygulandı, 10 s yıkandı, hava ile kurutuldu, Prime&BondNT sürüldü, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.
1B	15 s %35'lik ortofosforik asit uygulandı, 10 s yıkandı, hava ile kurutuldu, Tükürük yüzeye mikrofırça yardımıyla sürüldü, 15 s beklendi, çok hafif havayla kurutuldu, Prime&Bond NT sürüldü, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.
1C	15 s %35'lik ortofosforik asit uygulandı, 10 s yıkandı, hava ile kurutuldu, Prime&Bond NT sürüldü, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Tükürük yüzeye mikrofırça yardımıyla sürüldü, 15 s beklendi, çok hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.
1D	15 s %35'lik ortofosforik asit uygulandı, 10 s yıkandı, hava ile kurutuldu, Prime&Bond NT sürüldü, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı, Tükürük yüzeye mikrofırça yardımıyla sürüldü, 15 s beklendi, çok hafif havayla kurutuldu, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.

3.7.2. Grup 2: İki Basamaklı Self-etch Adeziv Sistem (Clearfil SE Bond) Uygulanması

Bu grup için de tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamaya göre 4 alt grup oluşturuldu (Tablo 3.4).

Grup 2A: Kontrol grubu (Tükürük kontaminasyonu yok)

Dentin yüzeyine Clearfil SE Bond primeri uygulandı, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 s bekletildi. Primer hafif havayla kurutulduktan sonra Clearfil SE Bond adezivi mikro fırça yardımıyla yüzeye uygulandı, plastik tüpler yerleştirildi ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda 10 s süreyle halojen ışık kaynağı ile polimerize edildi. Kompozit rezin tüpler içine doldurulduktan sonra 20 s süreyle ışık uygulandı.

Grup 2B: Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutulduktan sonra mikro fırça yardımıyla tükürük yüzeye sürüldü ve 15 s bekletildi. Hafif havayla fazla tükürük uzaklaştırıldı, Clearfil SE Bond adezivi yüzeye uygulandı, plastik tüpler yerleştirildi ve 10 s polimerize edildi. Plastik tüpler içine kompozit rezin yerleştirildikten sonra 20 s ışık uygulandı.

Grup 2C: Adeziv sistem uygulandıktan sonra tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutulduktan sonra, Clearfil SE Bond adezivi bir mikro fırça yardımıyla yüzeye sürüldü. Bu aşamada tükürük ile 15 s kontaminasyon sağlandıktan sonra fazla tükürük hafif havayla uzaklaştırıldı, plastik tüpler

yerleştirildi ve 10 s ışık uygulandı. Ardından, kompozit rezin plastik tüpler içine dolduruldu ve 20 s polimerize edildi.

Grup 2D: Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutulduktan sonra, Clearfil SE Bond adezivi bir mikro fırça yardımıyla yüzeye sürüldü, plastik tüpler yerleştirildi ve 10 s ışık uygulandı. Tükürük yüzeye sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazla tükürük uzaklaştırıldı, plastik tüplere kompozit rezin dolduruldu ve 20 s süreyle polimerizasyon sağlandı.

Tablo 3.4. Grup 2'nin çalışma grupları için uygulama aşamaları.

Çalışma Grubu	Uygulama Aşamaları
2A	Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Clearfil SE Bond adezivi uygulandı, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin tüpler içine yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı.
2B	Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Tükürük mikro fırça ile yüzeye sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazla tükürük uzaklaştırıldı, Clearfil SE Bond adezivi uygulandı, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin tüpler içine yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı.
2C	Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Clearfil SE Bond adezivi uygulandı, Tükürük mikro fırça ile yüzeye sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazla tükürük uzaklaştırıldı, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin tüpler içine yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı.
2D	Clearfil SE Bond primeri uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Clearfil SE Bond adezivi uygulandı, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Tükürük mikro fırça ile yüzeye sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazla tükürük uzaklaştırıldı, Kompozit rezin tüpler içine yerleştirildi, 20 s ışık uygulandı.

3.7.3. Grup 3: Tek Basamaklı Self-etch Adeziv Sistem (Clearfil S³ Bond) Uygulanması

Diğer adeziv sistem gruplarında olduğu gibi bu grupta da tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamaya göre 4 alt grup oluşturuldu (Tablo 3.5).

Grup 3A: Kontrol Grubu (Tükürük kontaminasyonu yok)

Dentin yüzeyine tek basamaklı self-etch adeziv olan Clearfil S³ Bond uygulandı, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 s yüzeyde bekletildi,

hafif havayla kurutuldu, plastik tüpler yerleştirildi ve 10 s ışık uygulandı. Son olarak plastik tüplerin içine kompozit rezin yerleştirildi ve 20 s polimerize edildi.

Grup 3B: Adeziv sistem uygulanmasından önce tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla tükürük sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla tükürük uzaklaştırıldıktan sonra Clearfil S³ Bond uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, plastik tüpler yerleştirildi ve 10 s boyunca ışık uygulandı. Son aşamada plastik tüplerin içine kompozit rezin dolduruldu ve 20 s polimerize edildi.

Grup 3C: Adeziv sistem uygulanmasından sonra tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine Clearfil S³ Bond uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutulduktan sonra tükürük yüzeye sürüldü ve fazla tükürük havayla uzaklaştırıldı. Plastik tüpler yerleştirildikten sonra 10 s ışık uygulandı, plastik tüplerin içine kompozit rezin dolduruldu ve 20 s süreyle polimerize edildi.

Grup 3D: Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu

Dentin yüzeyine Clearfil S³ Bond uygulandı, 20 s bekletildi, hafif havayla kurutuldu, plastik tüpler yerleştirildi ve 10 s ışık uygulandı. Adeziv sistemin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonu bir mikro fırça yardımıyla gerçekleştirildi. Tükürüğün fazlası hafif havayla uzaklaştırıldıktan sonra, plastik tüpler içine kompozit rezin dolduruldu ve 20 s ışık uygulandı.

Tablo 3.5. Grup 3'ün çalışma grupları için uygulama aşamaları.

Çalışma grubu	Uygulama Aşamaları
3A	Clearfil S ³ Bond dentin yüzeyine uygulandı, 20 s yüzeyde bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.
3B	Tükürük dentin yüzeyine mikro fırça yardımıyla sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazlası uzaklaştırıldı, Clearfil S ³ Bond dentin yüzeyine uygulandı, 20 s yüzeyde bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi
3C	Clearfil S ³ Bond dentin yüzeyine uygulandı, 20 s yüzeyde bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Tükürük dentin yüzeyine mikro fırça yardımıyla sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazlası uzaklaştırıldı, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.
3D	Clearfil S ³ Bond dentin yüzeyine uygulandı, 20 s yüzeyde bekletildi, hafif havayla kurutuldu, Plastik tüpler yerleştirildi, 10 s ışık uygulandı, Tükürük mikro fırça yardımıyla sürüldü, 15 s bekletildi, hafif havayla fazlası uzaklaştırıldı, Kompozit rezin plastik tüpler içine yerleştirildi, 20 s polimerize edildi.

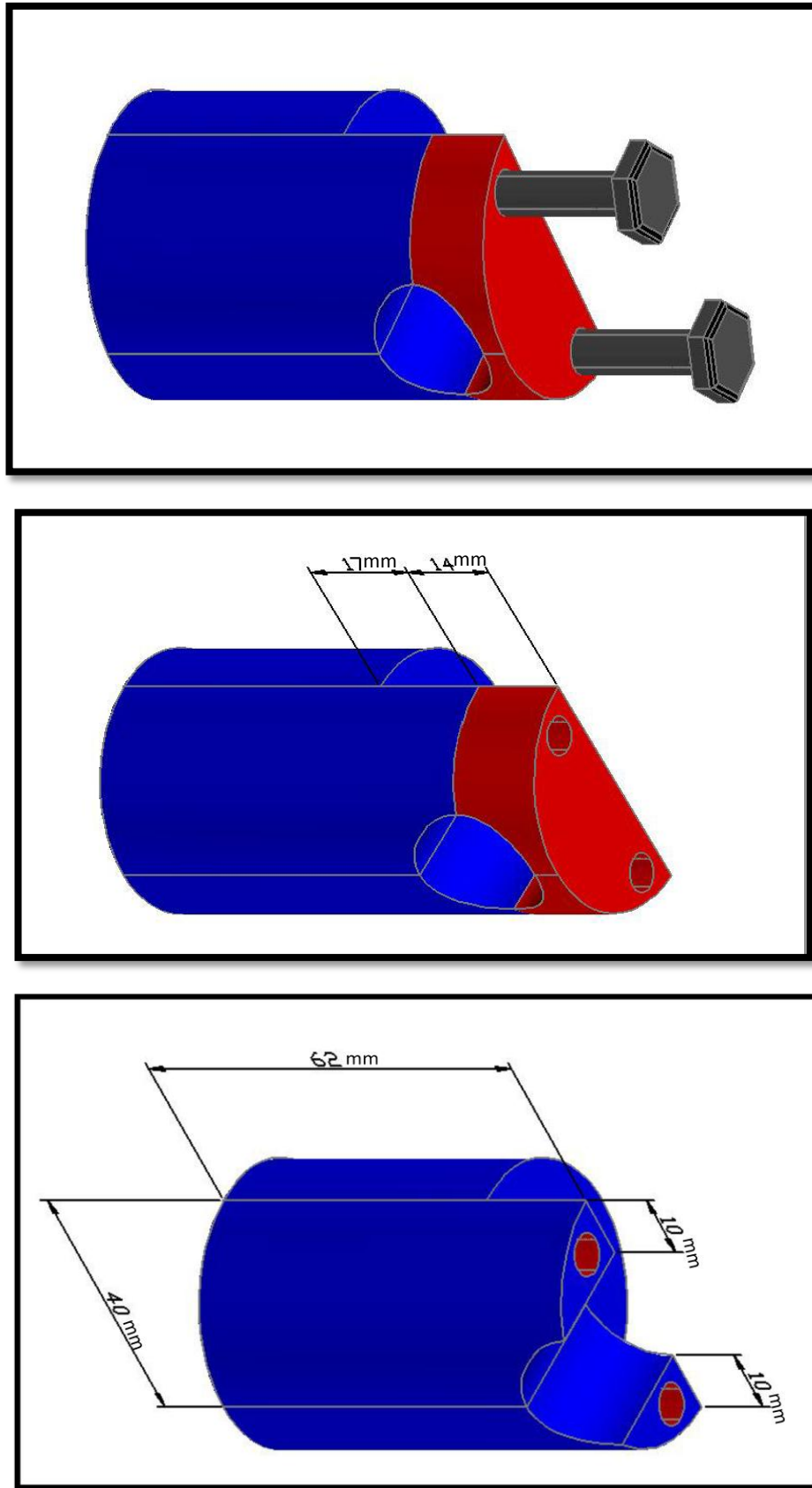
3.8. Örneklerin Bekletilmesi

Bütün gruplarda, kompozit rezin yerleştirildikten sonra modeller 1 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildi ve plastik şeffaf tüpler dış yüzeyinden kesilerek uzaklaştırıldı. Böylece her grubun, her alt grubunda, 4 ayrı akrilik model üzerindeki dentin kesitlerinin her birinde 3 adet kompozit rezin silindir olmak üzere, toplam 144 adet 1 mm yüksekliğinde ve 0,7 mm çapında kompozit rezin örnek (n=12) elde edildi.

Her bir örnek ait olduğu adeziv sistem grubuna ve kontaminasyonun olduğu alt gruba göre kodlanarak ayrı ayrı plastik kaplara konuldu. Bu modeller bağlanma dayanım testi yapılmadan önceki 1 gün boyunca 37°C distile suda (24 ml) bekletildi (International Organization For Standardization, 2003).

3.9. Üniversal Test Cihazı İçin Tutucu Çenelerin Hazırlanması

Çalışmamızda, kompozit rezin silindirlerin yerleştirilmiş olduğu 1 mm kalınlığındaki dentin kesitlerin, üniversal test cihazına monte edilebilmesi için kendi tasarımı olan metal çene kullanıldı (Şekil 3.5). Yakındoğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi torna atölyesinde üretilen tasarımı 2 parçadan oluşmakta (Şekil 3.6) ve bu parçalar yanlarda bulunan 2 vida sayesinde birleşmektedir (Şekil 3.7). Bu birleşme sonrası ortada kalan ve akrilik blokların istenilen yöne hareket ettirilmesine izin veren silindir şeklindeki boşluğun çapı 20 mm, yüksekliği 17 mm olup dentin kesitlerin yapıştırıldığı akril blokların yerleştirilmesine uygun olarak tasarlandı.



Şekil 3.5. Metal çene tasarımı.



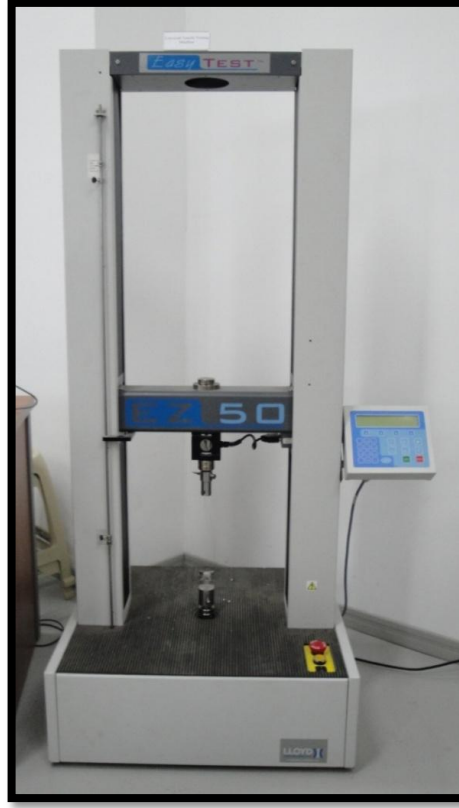
Şekil 3.6. Üniversal test cihazı için hazırlanmış metal çene.



Şekil 3.7. Parçaları birleştiren vidalar.

3.10. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Uygulanması

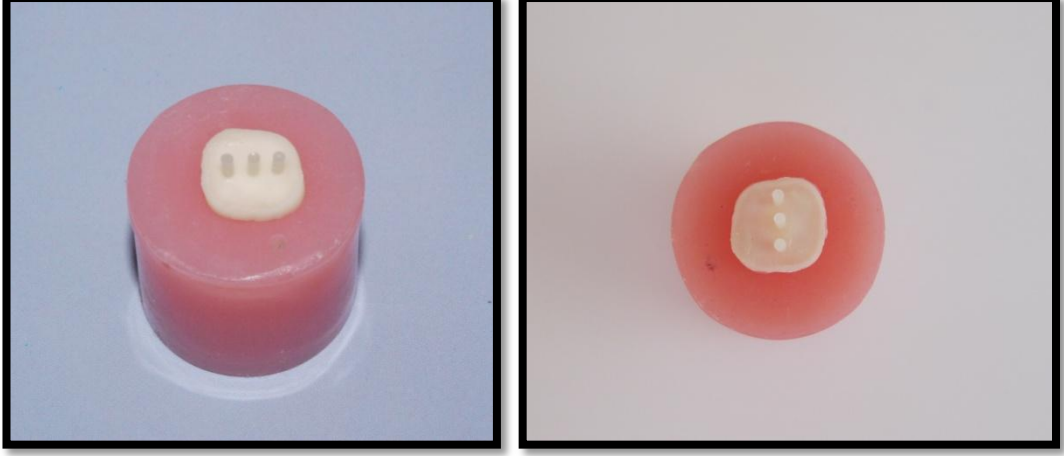
Bağlanma dayanım testi için Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazı (EZ-test-500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya) (Şekil 3.8) kullanıldı.



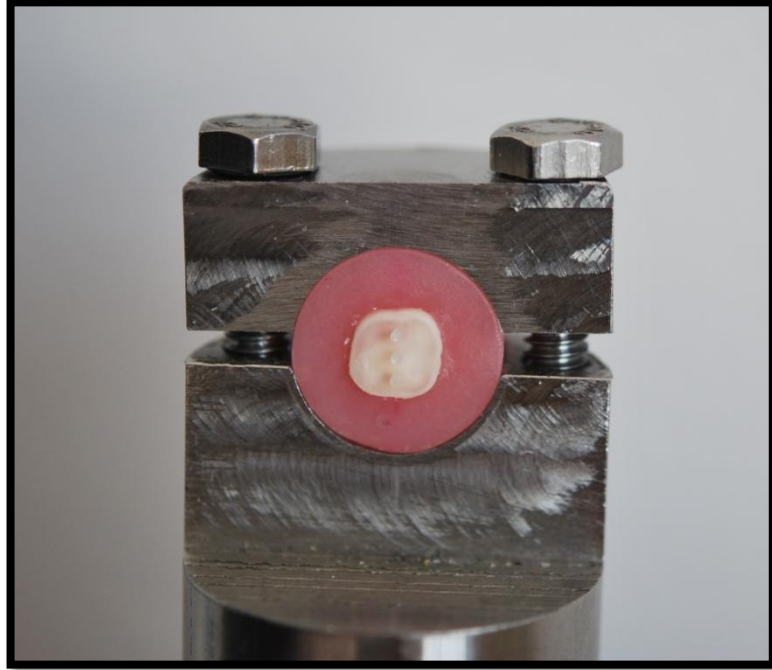
Şekil.3.8. Üniversal test cihazı (EZ-test- 500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya).

Hazırlanan örnekler öncelikle üniversal test cihazına yerleştirilmelerini sağlayacak otopolimerizan akrilik rezin (Heraus Kulzer Ltd, Newbury, İngiltere) bloklara siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, ABD) ile yapıştırıldı (Şekil 3.9). Daha sonra örneklerin yapışmış olduğu akrilik bloklar üniversal test cihazına yerleştirildi (Şekil 3.10). 0,2 mm çapında paslanmaz çelik bir tel (3M Unitek, Monrovia, ABD) kompozit rezin silindirin yarısını saracak ve kompozit rezin ile dişin bağlantı yüzeyine bitişik olacak şekilde kompozit rezin örneklerle bağlandı (Şekil 3.11)(Shimada ve diğerleri, 2002). Bu bağlantı yapılırken, yük merkezinin, telin ve kompozit rezinle dişin bağlantı yüzeyinin vertikal olarak aynı düzlemde olmasına dikkat edildi. Örnekler ve tel test cihazına yerleştirildikten sonra, en üstteki örnekten başlayarak sırayla kompozit rezin

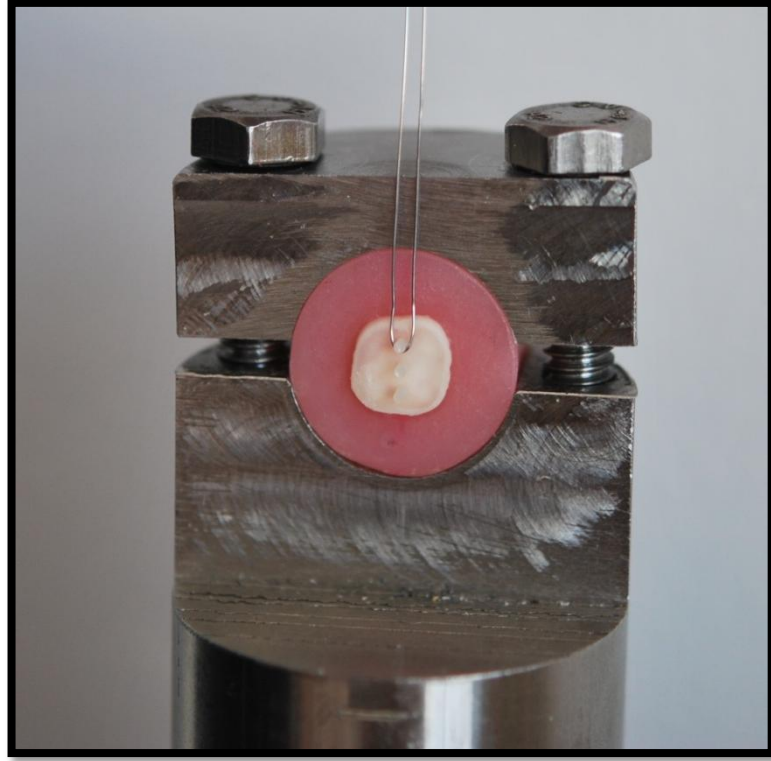
örnekler diş yüzeyinden ayrılncaya kadar, 1mm/dk'lık kafa hızıyla makaslama kuvveti uygulandı. Elde edilen kopma değerleri MPa cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.9. Kesitlerin akrilik bloklara yapıştırılması.



Şekil 3.10. Akrilik blokların test cihazına yerleştirilmesi.



Şekil 3.11. Telin kompozit silindir etrafına sarılması.

3.11. Örnek Sayısının Hesaplanması

Güven aralığının %95, güç düzeyinin %80 ve kabul edilebilir hatanın (e) 2 olarak kabul edilmesiyle, her bir grup için örnek sayısı 10 olarak hesaplandı. Ancak olabilecek hataları tolere edebilmek amacıyla bu sayı 12'ye çıkarıldı.

3.12. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışma gruplarına ait bağlanma dayanım değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı. Grup içi ve gruplararası karşılaştırmalar tek yön varyans analizi (*1-way analysis of variance-ANOVA*) testi kullanılarak yapıldı. İkili karşılaştırmaları yapmak için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$). Tüm istatistiksel analizler SPSS (Version 11.0) (Statistical

Product and Service Solutions, SPSS Inc., Chicago, ABD) yazılımı kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

Çalışmamızın 1. aşamasında tükürük kontaminasyonunun her bir adeziv için farklı uygulama basamaklarındaki bağlanma dayanım değerleri; 2. aşamasında ise tükürük kontaminasyonunun benzer uygulama safhasında farklı adeziv sistemlerden elde edilen bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldı.

4.1. Grup İçi Karşılaştırmalar

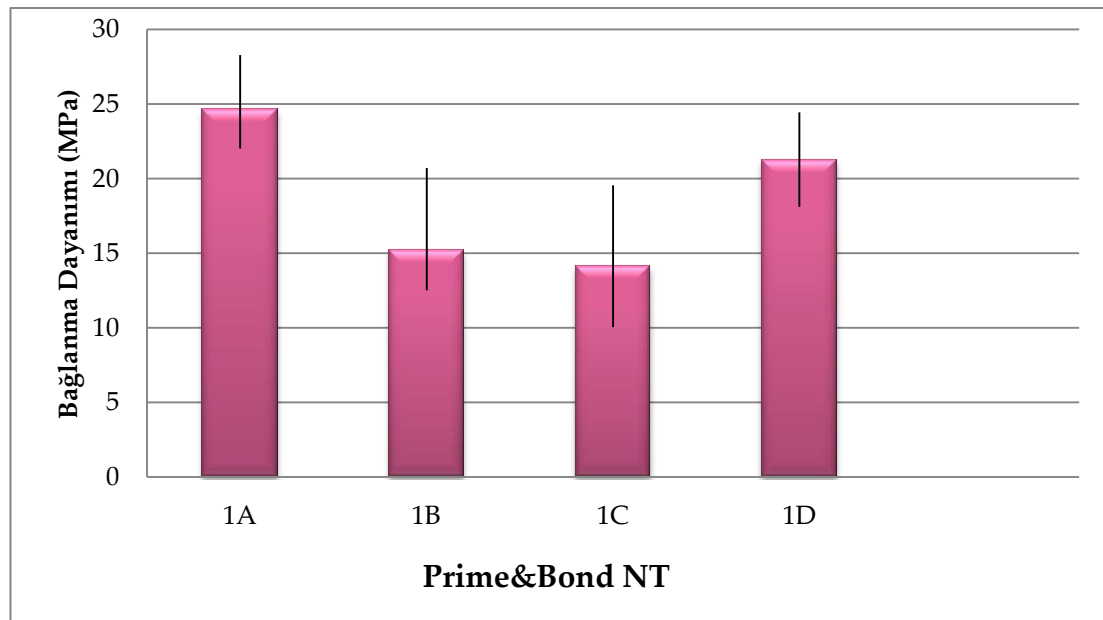
4.1.1.Prime&Bond NT İçin Grup İçi Karşılaştırmalar

İki basamaklı total-etch adeziv sistem olan Prime&Bond NT'nin farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonrası yapılan mikro-makaslama testi sonucunda elde edilen minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri (MPa) ve standart sapmaları Tablo 4.1'de; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.1'de gösterilmektedir.

Prime&Bond NT için en yüksek bağlanma dayanım değerleri tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol grubunda (1A) görülürken, tükürük kontaminasyonu olan gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu uygulanan gruptan (1D) elde edilmiştir. Prime&Bond NT için en düşük bağlanma dayanım değerleri ise adeziv sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu (1C) sonucu elde edilen değerlerdir.

Tablo 4.1. Prime&Bond NT'nin uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.

Prime&Bond NT Alt Gruplar	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
1A (Kontrol- tükürük kontaminasyonu yok)	22,01	28,29	24,65	1,93
1B (Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu)	12,50	20,71	15,16	2,59
1C (Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu)	10,03	19,55	14,07	2,74
1D (Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu)	18,10	24,44	21,24	2,37



Şekil 4.1. Prime&Bond NT' nin farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Prime&Bond NT için kontrol grubu bağlanma dayanım değerleri (1A) ile bütün alt grupların (1B, 1C, 1D) bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri (1D) diğer alt gruplarda (1B, 1C) elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Adeziv öncesi (1B) ve adeziv sonrası (1C) tükürük kontaminasyonu uygulanmış örneklerin bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Prime&Bond NT'den elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin Tukey testi ile yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda oluşan p değerleri Tablo 4.2'de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. Prime&Bond NT uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.

Alt Gruplar	p değerleri
1A-1B	0,000*
1A-1C	0,000*
1A-1D	0,007*
1B-1C	0,691
1B-1D	0,000*
1C-1D	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p<0,05$).

4.1.2. Clearfil SE Bond İçin Grup İçi Karşılaştırmalar

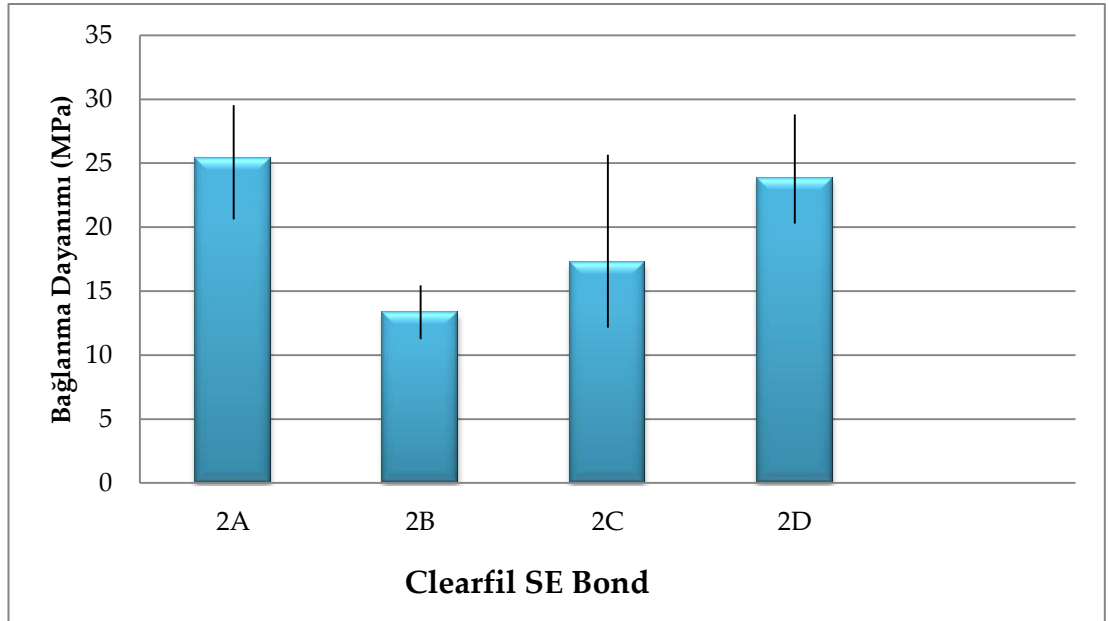
İki basamaklı self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond'un farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonrası yapılan mikro-makaslama testi sonucunda elde edilen minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri (MPa) ve standart sapmaları Tablo 4.3'de; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.2'de gösterilmektedir.

Clearfil SE Bond için en yüksek bağlanma dayanım değerleri tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol grubunda (2A) görülürken, tükürük kontaminasyonu olan gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu uygulanan gruptan (2D) elde edilmiştir. Clearfil SE Bond için en düşük bağlanma dayanım değerleri ise adeziv öncesi meydana gelen tükürük kontaminasyonu (2B) sonucu elde edilen değerlerdir.

Clearfil SE Bond için kontrol grubundan (2A) elde edilen bağlanma dayanım değerleri ile alt gruplardan (2B, 2C, 2D) elde edilen bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında, kontrol grubu lehine daha yüksek değerler elde edilmesine rağmen kontrol grubu (2A) ile polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu uygulanan grup (2D) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p < 0,05$). Adeziv uygulama öncesi (2B) ve adeziv uygulama sonrası (2C) tükürük kontaminasyonu uygulanan grupların bağlanma dayanım değerleri, kontrol grubu (2A) ve polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu uygulanmış gruba göre (2D) istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Clearfil SE Bond'dan elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin Tukey testi ile yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda oluşan p değerleri Tablo 4.4'de gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Clearfil SE Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.

Clearfil SE Bond Alt gruplar	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
2A (Kontrol- tükürük kontaminasyonu yok)	20,60	29,54	25,41	3,58
2B (Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu)	11,24	15,45	13,33	1,44
2C (Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu)	13,26	24,68	17,31	3,69
2D (Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu)	20,28	28,82	23,86	2,91



Şekil 4.2. Clearfil SE Bond'un farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 4.4. Clearfil SE Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.

Alt Gruplar	p değerleri
2A-2B	0,000*
2A-2C	0,000*
2A-2D	0,600
2B-2C	0,013*
2B-2D	0,000*
2C-2D	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$).

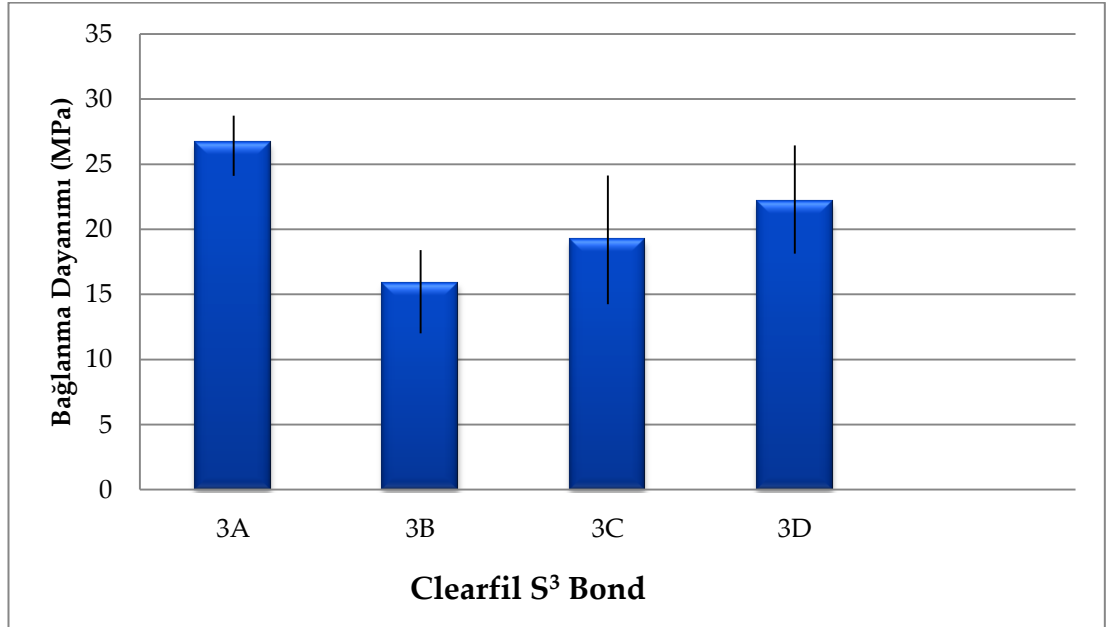
4.1.3. Clearfil S³ Bond İçin Grup İçi Karşılaştırmalar

Tek basamaklı self-etch adeziv sistem olan Clearfil S³ Bond'un farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonrası yapılan mikro-makaslama testi sonucunda elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri (MPa) ve standart sapmaları Tablo 4.5'de; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.3'de gösterilmektedir.

Clearfil S³ Bond için en yüksek bağlanma dayanım değerleri tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol grubunda (3A) görülürken, tükürük kontaminasyonu olan gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu uygulanan gruptan (3D) elde edilmiştir. Clearfil S³ Bond için en düşük bağlanma dayanım değerleri ise adeziv öncesi meydana gelen tükürük kontaminasyonu (3B) sonucu elde edilen değerlerdir.

Tablo 4.5. Clearfil S³ Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki minimum, maksimum, ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.

Alt gruplar	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
3A (Kontrol-tükürük kontaminasyonu yok)	24,10	28,73	26,69	1,17
3B (Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu)	12,02	18,39	15,86	2,33
3C (Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu)	14,25	24,13	19,19	3,23
3D (Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu)	18,14	26,43	22,11	2,54



Şekil 4.3. Clearfil S³ Bond' un farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasında elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Clearfil S³ Bond için kontrol grubundan ve farklı aşamalarda tükürük kontaminasyonu uygulanmış örneklerden elde edilen bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında, kontrol grubu (3A) ile diğer gruplar (3B, 3C ve 3D) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Adeziv öncesi uygulanan tükürük kontaminasyonu (3B) sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri, adeziv sonrası (3C) ve polimerizasyon sonrası (3D) tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri ile karşılaştırıldığında, tüm alt gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Clearfil S³ Bond'dan elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin Tukey testi ile yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda oluşan p değerleri Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. Clearfil S³ Bond uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.

Alt Gruplar	p değerleri
3A-3B	0,000*
3A-3C	0,000*
3A-3D	0,000*
3B-3C	0,009*
3B-3D	0,000*
3C-3D	0,026*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$).

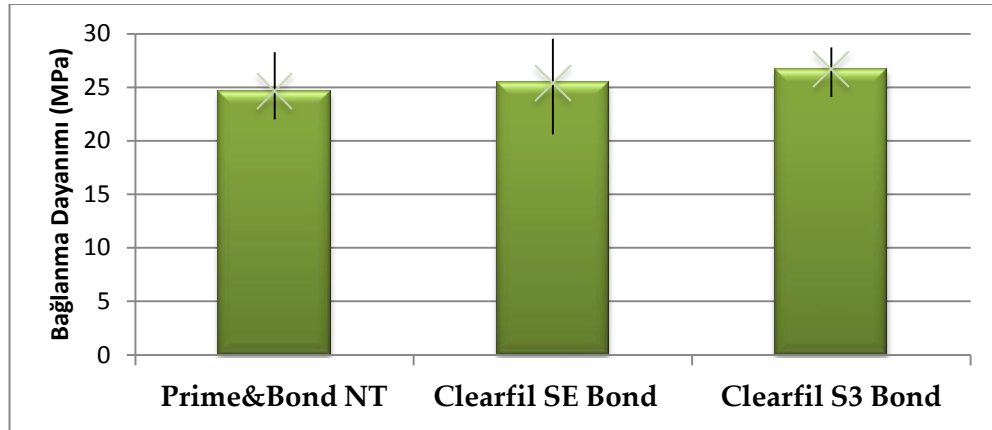
4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar

4.2.1. Kontrol Gruplarının (A) Karşılaştırılması

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları Tablo 4.7'de, aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.4'de gösterilmektedir.

Tablo 4.7. Adeziv sistemlerin kontrol gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.

Adeziv sistemler	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
1A (Prime&Bond NT)	22,01	28,29	24,65	1,93
2A (Clearfil SE Bond)	20,60	29,54	25,41	3,58
3A (Clearfil S ³ Bond)	24,10	28,73	26,69	1,17



Şekil 4.4. Adeziv sistemlerin kontrol gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Tüm adeziv sistemler için kontrol gruplarından elde edilen bağlanma değerleri içinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri Clearfil S³ Bond'dan elde edilirken, Prime&Bond NT'dan elde edilen bağlanma dayanım değerleri en düşük değerler olarak bulunmuştur (Şekil 4.4).

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol grupları karşılaştırıldığında, adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri açısından aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

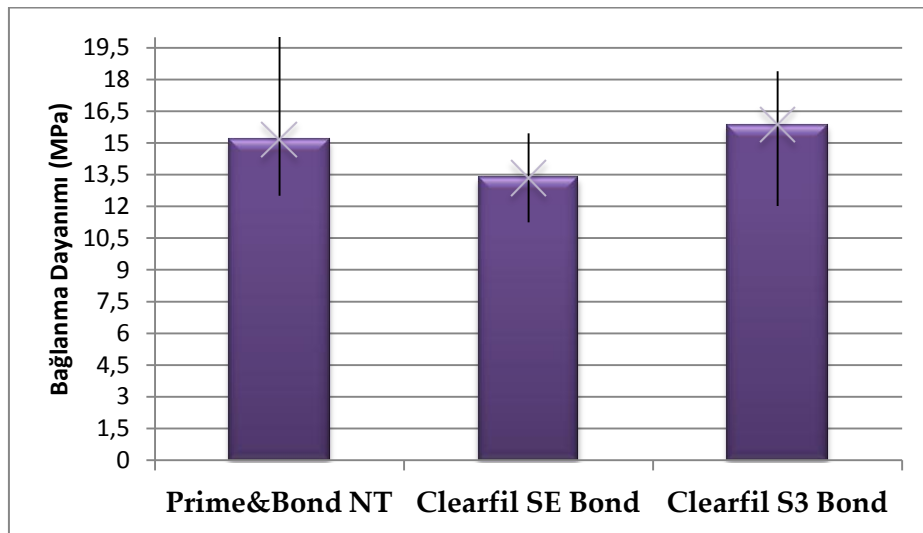
4.2.2. Adeziv Öncesi Tükürük Kontaminasyonu (B) Gruplarının Karşılaştırılması

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un adeziv öncesi tükürük kontaminasyonunun uygulandığı gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları Tablo 4.8'de; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.5'de gösterilmektedir.

Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu gruplarından elde edilen bağlanma dayanım değerleri içinde en yüksek değerler Clearfil S³ Bond'dan elde edilirken, Clearfil SE Bond'dan elde edilen değerler en düşük değerler olarak bulunmuştur.

Tablo 4.8. Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.

Adeziv sistemler	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
1B (Prime&Bond NT)	12,50	20,71	15,16	2,59
2B (Clearfil SE Bond)	11,24	15,45	13,33	1,44
3B (Clearfil S ³ Bond)	12,02	18,39	15,86	2,33



Şekil 4.5. Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Adeziv öncesi uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucunda Prime&Bond NT'den elde edilen bağlanma dayanım değerleri, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond ile karşılaştırıldığında, Prime&Bond NT ile bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Clearfil SE Bond ile Clearfil S³ Bond'un adeziv öncesi oluşan tükürük

kontaminasyonu sonrasında elde edilen bağlanma dayanım değerleri karşılaştırılmış ve Clearfil S³ Bond uygulanmış örneklerdeki bağlanma dayanım değerlerinin Clearfil SE Bond'a göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Üç farklı adeziv sistemin adeziv öncesi uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucundaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen p değerleri.

Adeziv Gruplar	p değerleri
1B-2B	0,115
1B-3B	0,718
2B-3B	0,021*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$).

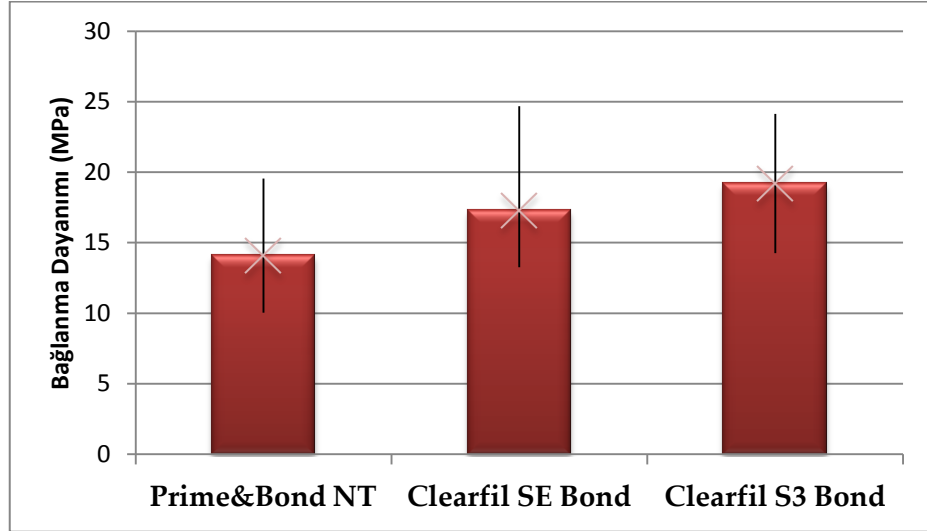
4.2.3. Adeziv Sonrası Tükürük Kontaminasyonu (C) Gruplarının Karşılaştırılması

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un adeziv sonrası tükürük kontaminasyonunun uygulandığı gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları Tablo 4.10'da; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.6'da gösterilmektedir.

Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu gruplarından elde edilen bağlanma dayanım değerleri içinde en yüksek değerler Clearfil S³ Bond'dan elde edilirken, Prime&Bond NT'den elde edilen değerler en düşük değerler olarak bulunmuştur.

Tablo 4.10. Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.

Adeziv sistemler	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
1C (Prime&Bond NT)	10,03	19,55	14,07	2,74
2C (Clearfil SE Bond)	13,26	24,68	17,31	3,69
3C (Clearfil S ³ Bond)	14,25	24,13	19,19	3,23



Şekil 4.6. Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki

Adeziv sonrası uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucunda Prime&Bond NT'den elde edilen bağlanma dayanım değerleri Clearfil SE Bond grubundan elde edilen bağlanma dayanım değerleri ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Clearfil S³ Bond'un bu aşamada Prime&Bond NT'ye göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma

dayanım değerleri gösterdiği saptanmıştır. Clearfil SE Bond'un bağlanma dayanım değerleri ile Clearfil S³ Bond'un bağlanma dayanım değerleri karşılaştırılmış ve aralarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Üç farklı adeziv sistemin adeziv sonrası uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucundaki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *p* değerleri.

Adeziv Gruplar	<i>p</i> değerleri
1C-2C	0,51
1C-3C	0,001*
2C-3C	0,342

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$).

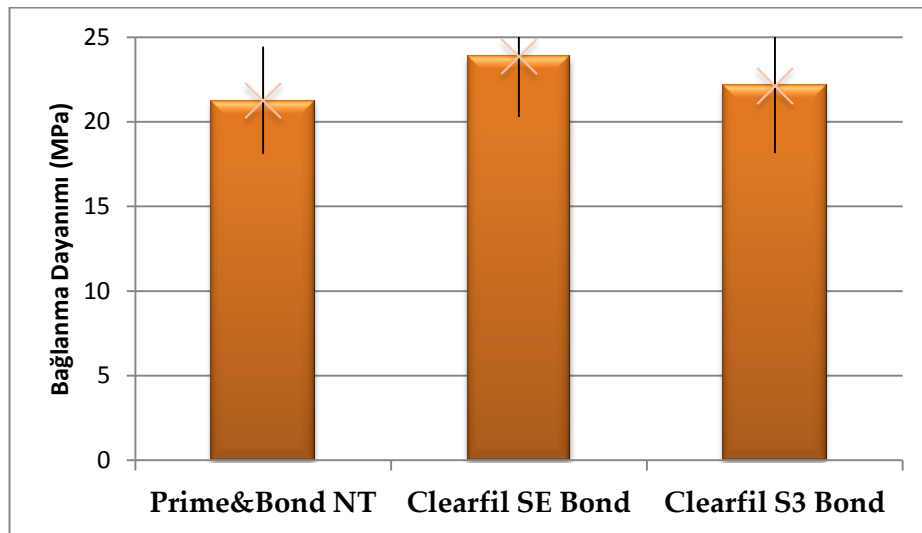
4.2.4. Polimerizasyon Sonrası Tükürük Kontaminasyonu Gruplarının (D) Karşılaştırılması

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonunun uygulandığı gruplarından elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları Tablo 4.12'de; aralarındaki ilişki grafiği ise Şekil 4.7'de gösterilmektedir.

Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu gruplarından elde edilen bağlanma dayanım değerleri içinde rakamsal olarak en yüksek değerler Clearfil SE Bond'dan elde edilirken, Prime&Bond NT'den elde edilen değerler en düşük değerler olarak bulunmuştur.

Tablo 4.12. Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri ile standart sapmaları.

Adeziv sistemler	Min (MPa)	Max (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart sapma
1D (Prime&Bond NT)	18,10	24,44	21,24	2,37
2D (Clearfil SE Bond)	20,28	28,82	23,86	2,91
3D (Clearfil S ³ Bond)	18,14	26,43	22,11	2,54



Şekil 4.7. Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

Prime&Bond NT, Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond'un polimerizasyonu sonrasında uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri birbirleriyle karşılaştırılmış ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

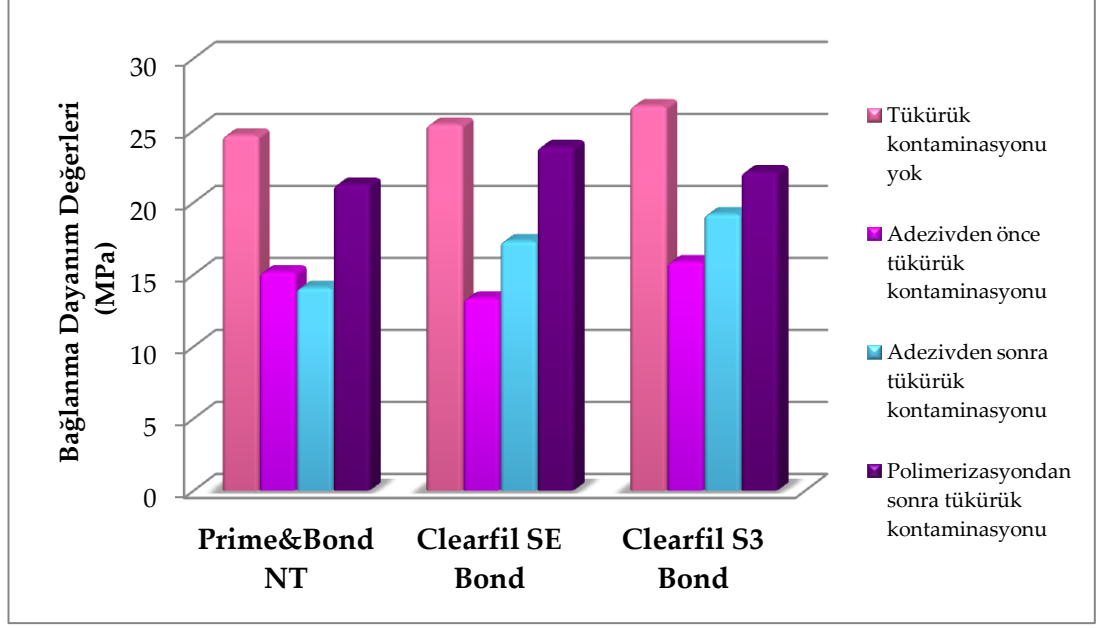
Çalışmamızın bulgularına genel olarak bakıldığında (Şekil 4.8) tüm adeziv sistemler için en yüksek bağlanma dayanım değerleri kontrol gruplarından elde edilmiş ve bu gruplardan elde edilen bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir.

Tüm adezivler için kontrol gruplarından sonra en yüksek bağlanma dayanım değerleri polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonunun meydana geldiği gruplardan elde edilmiştir. Bu aşamada da adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir.

Herhangi bir polimerizasyon işlemi uygulanmadan tükürük kontaminasyonu olan gruplarda ise, kontrol grubu ve polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu olan gruplara göre daha düşük bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir. Self-etch adezivlerde adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen değerler, adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunurken, total-etch adezivlerde bu 2 grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Tablo 4.13. Üç adeziv sistemin kontrol gruplarından ve farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen ortalama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları.

Tükürük kontaminasyonu aşamaları	Adeziv Sistemler					
	Prime&Bond NT		Clearfil SE Bond		Clearfil S ³ Bond	
	Ortalama MPa	Standart sapma	Ortalama MPa	Standart sapma	Ortalama MPa	Standart sapma
Tükürük kontaminasyonu yok	24,65	1,93	25,41	3,58	26,69	1,17
Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu	15,16	2,59	13,33	1,44	15,86	2,33
Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu	14,07	2,74	17,31	3,69	19,19	3,23
Polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu	21,24	2,37	23,86	2,91	22,11	2,54



Şekil 4.8. Üç farklı adeziv sistemin farklı uygulama aşamalarında oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.

5. TARTIŞMA

Buonocore'un (1955) diş dokularına adezyon fikrini ortaya atması ve ardından Bowen'in rezin materyalleri tanıtmasıyla (Bowen ve Marjenhoff, 1992) adeziv diş hekimliğinin temelleri atılmıştır. Resin materyallerin diş dokularına, özellikle kompleks bir yapıya sahip dentin dokusuna bağlanması uzun yıllardır araştırmalara konu olmuştur (Cardoso ve diğerleri, 2011; Pashley ve diğerleri, 2011; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Bu konuda devam eden gelişmelere bağlı olarak sürekli yeni adeziv sistemler piyasaya sürülmektedir. Bu adeziv sistemlerin klinik olarak performanslarının en iyi klinik çalışmalarla değerlendirilebileceği, ancak laboratuvar testlerinin de adeziv sistemlerin klinik performanslarını tahmin etmek için kullanılabileceği belirtilmiştir (Braga ve diğerleri, 2010; Özyeşil ve diğerleri, 2009; Peumans ve diğerleri, 2005; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Adeziv sistemlerin başarılarının değerlendirilmesi için en çok kullanılan laboratuvar testlerinden biri bağlanma dayanım testleridir. Bu testler bağlanma alanının büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro testler olmak üzere 2 grupta incelenebilir (Braga ve diğerleri, 2010; Heintze ve Zimmerli, 2011; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Makro testlerde 3 mm² ve daha geniş bağlantı yüzeyleri kullanıldığı için, örneklerde oluşan kopmalar sıklıkla dentinde veya örnekte koheziv olarak meydana gelmektedir. Braga ve diğerleri'nin (2010) belirttiğine göre bu durumun sonucu olarak bağlayıcı ajan gerçek fiziksel özelliklerini yansıtmamaktadır. Ayrıca bu testlerde, bağlantı yüzeyinde oluşan streslerin homojen olmaması ve düzensiz stres dağılımının lokal stres alanları yaratması da makro testlerin dezavantajları arasında sayılabilir (Cardoso ve diğerleri, 1998; Özyeşil ve diğerleri, 2009; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

Makro testlerin bu dezavantajları dolayısıyla yeni test metodları geliştirme ihtiyacı duyulmuş ve 1994 yılında Sano ve diğerleri tarafından mikro-gerilim bağlanma dayanım testi tanıtılmıştır. Bu testte bağlantı yüzeyleri yaklaşık 1 mm² olduğu için dentindeki koheziv kopmaların oranı oldukça azalmıştır. Aynı zamanda bir diştten çok miktarda örnek sağlanabilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi ve örneklerin deneyden sonra SEM' de daha kolay incelenebilmesi bu testin avantajları arasında sayılabilir. Mikro-gerilim testini uygulamak için örnek hazırlama işlemlerinin hassas olması ve özel teknik gerektirmesi, Armstrong ve diğerleri (2010) tarafından tekniğin uygulanmasında kısıtlayıcı bir faktör olarak gösterilmiştir.

Diğer bir mikro test olan mikro-makaslama bağlanma dayanım testi ise 2002 yılında tanıtılmıştır (Shimada ve diğerleri, 2002). Bu yeni yöntemin avantajlarını Armstrong ve diğerleri (2010) ve Van Meerbeek ve diğerleri (2010); bir diştten çok miktarda örnek sağlanabilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, bağlantı yüzey alanının 1 mm² ve daha küçük olması sayesinde SEM'de görüntü almanın kolay olması, şekillendirme işleminin mikro-gerilim testine göre daha basit olması ve bu test için hazırlanan örneklerin mikro-gerilim testi için hazırlanan örneklere oranla test öncesi daha az strese maruz kalmaları olarak sıralamışlardır.

Çalışmamızda mikro-makaslama bağlanma dayanım testi kullanılmasının sebebi; Armstrong ve diğerleri (2010) ve Van Meerbeek ve diğerleri'nin (2010) de belirttiği gibi bu testte örnek hazırlama aşamasında örnekleri şekillendirme ihtiyacı duyulmadığı için mikro-gerilim testindeki şekillendirme işlemine bağlı olarak bağlantı ara yüzeyinde oluşan streslerin elimine edilmesi, örnekleri şekillendirme işleminin mikro-gerilim testine oranla daha az hassasiyet gerektirmesi, bir diştten birden fazla örnek elde

edilebilmesi ve oluşturulan örneklerin oldukça küçük olması nedeniyle istenilen diş bölgesindeki bağlanma değerlerinin saptanabilmesidir (Hiraishi ve diğerleri, 2003; Yoo ve diğerleri, 2006).

Makro-makaslama bağlanma dayanım testlerinde makaslama kuvveti bir bıçak tarafından uygulanmaktadır. Mikro-makaslama testinin ilk olarak tanıtıldığı ve kullanıldığı çalışmada (Shimada ve diğerleri, 2002) ise makro-makaslama testlerinden farklı olarak kuvvet ince bir tel tarafından uygulanmıştır. Mikro-makaslama testinde kuvvet uygulama elemanı olarak tel ve bıçak kullanımının test sonuçları üzerine etkisi Foong ve diğerleri (2006) tarafından araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda tel kullanılmasının daha kolay olduğu ve test sonuçlarında daha az değişkenliğe neden olduğu bildirilmiştir. Sebep olarak da bıçağın rezin diş bağlantı yüzeyine tam olarak yerleştirilememesi gösterilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda pek çok çalışmada olduğu gibi (Burrow ve diğerleri, 2008; Hiraishi ve diğerleri, 2003; Shimada ve diğerleri, 2002; Yoo ve diğerleri, 2006; Yousry ve diğerleri, 2011) çalışmamızda da makaslama kuvveti uygulamak için 0,2 mm çapında paslanmaz çelik tel kullanılmıştır.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanım testlerinde, test cihazı tarafından uygulanması gereken hız $0,75 \pm 0,30$ mm/dk veya 50 ± 2 N/dk olmalıdır (International Organization For Standardization, 2003). Dört ayrı hızla (0,5 , 0,75 , 1,00 , 5,00 mm/dk) uygulanmış makaslama testinin sonuçlarında görülen kırılma özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada (Hara ve diğerleri, 2001), hızdaki değişikliklerin bağlanma dayanım sonuçlarını ve yüzeyde oluşan kırılma özelliklerini etkilediği, artan hızla beraber koheziv kırılma oranının da arttığı sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda kullanılan kafa hızı koheziv kırılmalara neden olmamak için 1 mm/dk olup ISO standartlarına uygun sınırlar içinde yer almaktadır.

Bağlanma dayanım testlerinde kullanılan test yöntemi dışında; diş dokusunun saklanma koşulları, yapısal özellikleri ve diş dokusu örneklerinin hazırlanma yöntemleri de sonuçları etkileyebilmektedir (Heintze ve Zimmerli, 2011; Shibuya-Chiba ve diğerleri, 2010).

Deneyde kullanılacak dişlerin çekimden sonra test zamanına kadar bir solüsyon içinde bekletilmesi gerekmektedir. Kloramin, formalin, sodyum hipoklorit, timol, alkol, gluteraldehit, distile su ve salin Titley ve diğerleri (1998) tarafından bu amaç için önerilen solüsyonlardır. Titley ve diğerleri (1998), bu solüsyonların bağlanma dayanım testinin sonuçlarına olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, bu solüsyonların birbirlerine göre üstün olmadıklarını ve bağlanma dayanım test sonuçlarını etkilemediklerini bildirmişlerdir. Lee ve diğerleri (2007) ise bekletme solüsyonu olarak distile su, %0,9'luk sodyum klorit (NaCl) %0,5'lik kloramin, %5,25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl), %2'lik gluteraldehit ve %10'luk nötral tamponlanmış formalin kullandıkları çalışmalarında, sodyum klorit ve sodyum hipokloritin distile suya göre daha düşük bağlanma dayanım değerlerine neden olduğunu bulgulamışlar ve bu solüsyonların bağlanma dayanımı test çalışmaları için kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

ISO standartlarına göre ise dişler ya sadece +4⁰ C distile su içinde ya da %0,5 kloramin-T trihidrat içinde en fazla 1 hafta bırakıldıktan sonra tekrar +4⁰C distile su içinde bekletilmelidir (International Organization For Standardization, 2003). Bizim çalışmamızda da ISO standartları göz önüne alınarak dişler +4⁰ distile su içinde, periyodik olarak suyu değiştirilerek 6 ayı geçmeyecek şekilde saklanmıştır.

Hazırlanan örneklerin, test yapılmadan önce ağız ortamını simüle etmek için belirli bir süre su içinde bekletilmesi gerekmektedir. ISO

standartlarına göre bu bekletilme 3 farklı şekilde olabilir (International Organization For Standardization, 2003):

- 24 saat süreyle 37°C su içinde,
- 6 ay süreyle 37°C su içinde,
- 5-50°C arasında 500 termal siklus uygulama şeklinde

Reis ve diğerleri (2007), yaptıkları çalışmada 10 dk, 24 saat ve 1 hafta boyunca 37°C su içinde bekletilmiş örneklerin mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerini karşılaştırmışlar ve en düşük bağlanma dayanım değerinin 10 dk bekletilmiş örnekte olduğunu belirtmişlerdir. Scherrer ve diğerleri (2010), mikro-makaslama test yönteminin uygulandığı araştırmalarda kullanılan teknikleri ve ağız ortamını simüle etme yöntemlerini literatürde yer alan 100 araştırmanın sonuçlarını karşılaştırarak bildirmişlerdir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre literatürde yer alan 100 çalışmanın hiçbirinde ağız ortamını simüle etmek için termal siklus yöntemi kullanılmadığı rapor edilmiştir. ISO tarafından önerilen, örneklerin 24 saat boyunca 37°C su içinde bekletilme seçeneğinin bu çalışmaların %60'ında kullanıldığı belirtilmiştir. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda test örnekleri 24 saat süreyle 37°C su içinde bekletilmiş ve daha sonra mikro-makaslama testi uygulanmıştır.

Deney yapılacak dişlerin ve test örneklerinin saklanma koşullarının yanı sıra, yüzey düzgünlüğünün de standart olması gerekmektedir (International Organization For Standardization, 2003). Dentin yüzeyinde standart bir smear tabakası elde etmek için frezler ve çeşitli kalınlıktaki zımparalar kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanma dayanım değerlerinin ölçülmesi için mikro-makaslama test yönteminin kullanıldığı 100 araştırmayı inceleyen Scherrer ve diğerleri (2010), bu araştırmaların tamamında standart bir smear tabakası elde etmek amacıyla

dentin yüzeyinin 600 gritli silikon karbit zımpara ile düzeltiltiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda dentin kesitlerinin yüzeyi ISO tarafından da önerilen (International Organization For Standardization, 2003) 600 gritli silikon karpit zımpara ile su altında düzgün hale getirilmiştir.

Bağlanma dayanım testinin sonuçlarını etkileyebilecek bir diğer faktör de diş dokusunun yapısal özellikleridir. Yapısının kompleks olması nedeniyle, dentine bağlanma mineye bağlanmaya göre daha zordur. Dentin dokusunun tübül, intertübüler dentin, peritübüler dentin gibi yapı elemanlarının dentinin farklı bölgelerinde değişik yoğunlukta olması ve dentin sıvısının farklı bölgelerde değişik yoğunluklar göstermesi, dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur ve bu da ıslanabilirlik, bağlanma kuvveti, yüzey sertliği ve makaslama kuvveti gibi özelliklerin lokalizasyona bağlı olarak değişmesinin nedeni olarak gösterilmektedir (Marshall ve diğerleri, 1997; Mjör, 2009; Pashley ve Carvalho, 1997). Birçok çalışmada dentin derinliğinin artmasıyla bağlanma değerlerinin azaldığı rapor edilmiştir (Akagawa ve diğerleri, 2002; Giannini ve diğerleri, 2001; Sattabanasuk ve diğerleri, 2004; Villela-Rosa ve diğerleri, 2011). Bunun nedeni olarak da dentinden pulpaya doğru gidildikçe peritübüler dentin miktarının azalması, dentin kanallarının ve dolayısıyla da dentinal sıvının artması gösterilebilir (Villela-Rosa ve diğerleri, 2011). Bu sonuçlar ışığında, çalışmamızda dentin derinliğinden kaynaklanan varyasyonların sonuçları etkilememesi için sadece yüzeyel dentin kullanılmıştır.

Dentinin derinliği dışında bağlanmayı etkileyecek diğer bir faktör de dentin tübüllerinin yerleşimidir (Sattabanasuk ve diğerleri, 2004). Ogata ve diğerleri (2001), tübül oryantasyonu etkilerini total-etch adezivler üstünde değerlendirmiş ve total-etch sistemlerin horizontal ve aksiyal kesitlerdeki bağlanma dayanım değerleri arasında farklılık olduğunu bildirmişlerdir.

Asande Adebayo ve diğerkleri (2008), araştırmalarında, mikro-makaslama bağlanma dayanım testini uygulamak için dişten okluzal yüzeye paralel ve dik kesitler almışlar ve bu 2 kesitte de tek basamaklı ve 2 basamaklı self-etch adezivlerin bağlanma dayanım değerlerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak tübül oryantasyonunun tek basamaklı ve 2 basamaklı self-etch adezivlerde bağlanmayı etkilemediği rapor edilmiştir. Okluzal yüzeye paralel olarak alınan horizontal kesitlerde dentin tübüllerinin okluzal yüzeye dik olarak uzandığını ve bu tübüllerin bağlanma sırasında oluşturduğu rezin uzantılarının uzun ve güçlü olduğunu belirten Schiltz-Taing ve diğerkleri (2011), yaptıkları çalışmalarında; pH'ları 2,3'ten düşük olan self-etch adezivlerin tübül oryantasyonundan etkilendiğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda hem total-etch adeziv hem de self-etch adeziv sistemler için tübül yerleşiminin bağlanma dayanım değerlerini etkilememesi amacıyla bütün dişlerden sadece horizontal kesitler alınması tercih edilmiştir.

Dentin tübüllerinin yerleşimi dentinin mine dentin sınırında ya da pulpa odasının yakınında olmasına göre farklılık göstermektedir. Eick ve diğerkleri'nin (1997) belirttiğine göre pulpadan uzaklaştıkça tübül yoğunluğu ve peritübüler dentin yoğunluğu azalırken, intertübüler dentin yoğunluğu artmaktadır. Buna bağlı olarak pulpa boynuzları ve mine dentin sınırı arasında kalan perifer dentinde, pulpa boynuzları arasındaki dentin bölgesi olan merkezi dentine oranla tübül yoğunluğu ve peritübüler dentin miktarı azalmıştır. Pareira ve diğerkleri (1999), total-etch ve self-etch adezivlerin merkezi ve perifer dentine olan bağlanma dayanımlarını pulpal basıncı simüle ederek karşılaştırmış ve bu 2 dentin arasında bağlanma dayanım değerleri açısından bir fark bulamamışlardır. Yeşilyurt ve Bulucu (2006), benzer bir çalışmayı pulpal basınç olmadan in-vitro şekilde yapmışlar ve self-etch ve total-etch adeziv sistemlerin perifer ve merkezi dentine

bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadığı sonucuna varmışlardır. Yeşilyurt ve Bulucu (2006), fark olmamasını pulpal basıncın simüle edilmemesine bağlarken, Pareira ve diğerleri (1999), pulpal basıncı simüle etmelerine rağmen fark görülmediğini, dolayısıyla farkın adeziv materyalden kaynaklanabileceğini rapor etmişlerdir. Bu araştırmaların sonuçları değerlendirilerek çalışmamızda hem merkezi hem de perifer dentin kullanılmış, standardı sağlamak için kompozit rezin silindirler mine dentin sınırından en az 1 mm uzaklıkta olacak şekilde dentin kesitlere yerleştirilmiştir.

Dentin tübüllerinin çapları, uzunlukları ve dentinal sıvının yoğunluğu dentin geçirgenliğini, dolayısıyla da dentin ıslaklığını etkilemektedir (Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 194). Dentin dokusunun yapısına bağlı olan etkenlerin yanında çevresel faktörler de dentinal ıslaklığı ve buna bağlı olarak dentine bağlanmayı etkileyen önemli faktörler arasında yer almaktadır (Eick ve diğerleri, 1997; Van Meerbeek ve diğerleri, 1998).

Bu etkenlerden klinikte en sık karşılaşılanları (Borsatto ve diğerleri, 2010; Chang ve diğerleri, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 194):

- Tükürük kontaminasyonu
- Kan kontaminasyonu
- Hava-su şiringalarından nem kontaminasyonu
- Hava-su şiringalarından yağ kontaminasyonudur.

Bu etkenleri elimine etmek için klinikte alınan önlemler bazı durumlarda yeterli olmamakta ve yapılan restorasyonlar çevresel faktörlerden etkilenmektedir (Borsatto ve diğerleri, 2010; Chang ve diğerleri, 2010; Townsend ve Dunn, 2004).

Klinikte en çok karşılaşılan kontaminasyon türü ise tükürük kontaminasyonudur. Tükürük kontaminasyonun adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda çok farklı sonuçlar elde edilmiş ve fikir birliğine varılamamıştır (Aboushelib 2011; Chung ve diğerleri, 2009; Eiriksson ve diğerleri, 2004; Fritz ve diğerleri, 1998; Hitmi ve diğerleri, 1999; Pinzon ve diğerleri, 2011; Suryakumari ve diğerleri, 2011; Taskonak ve Sertgöz; 2002; Townsend ve Dunn, 2004; Yoo ve diğerleri, 2006).

Bu nedenle çalışmamızda tükürük kontaminasyonu, klinikte kullanımları güncelliğini koruyan 3 farklı adeziv sistemin farklı uygulama basamaklarında uygulanarak, tükürük kontaminasyonunun bu adezivlerin dentine bağlanım dayanımları üzerine etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızda, birçok çalışmada olduğu gibi (Chung ve diğerleri, 2009; Eiriksson ve diğerleri, 2004; Fritz ve diğerleri, 1998; Yoo ve diğerleri, 2006) tükürük kontaminasyonu çalışmaları için yapay tükürükten daha uygun olan (Hitmi ve diğerleri, 1999) ve standardı sağlamak için tek bir bireyden elde edilen doğal tükürük kullanılmıştır.

Tükürüğün %99'unu su oluşturmakta geri kalan kısmını ise değişik oranlardaki inorganik ve organik bileşenler meydana getirmektedir. Diabet, multiple skleroz, kistik fibrozis, AIDS, böbrek yetmezliği gibi bazı sistemik hastalıkların, hamileliğin ve birçok ilacın (analjezik, antihipertansif, antihistaminik, antidepresan) tükürük içeriğinde ve akış hızında değişikliklere neden olduğu bilinmektedir (Aps ve Martens, 2005; Solak ve diğerleri, 1997; 1998). Bu yüzden tükürüğü kullanılan bireyin sistemik hastalığı olmayan ve tükürük içeriğini etkileyecek ilaç kullanmayan biri olmasına dikkat edilmiştir.

Araştırmamızda kliniklerde yaygın kullanım alanına sahip 2 basamaklı total-etch adeziv sistem, 2 basamaklı self-etch adeziv sistem, tek basamaklı self-etch adeziv sistem ve mikrohibrit yapıda bir kompozit rezin kullanılmıştır.

Çalışmamızda bütün adeziv sistemler için aynı kompozit rezin kullanılmıştır. Hasshoff ve diğerleri (2004), dentin adezivlerin aynı markaya ait kompozit rezinle beraber kullanılmasını önerirken, Eren (2006), farklı firmalara ait adeziv sistemler ve kompozit rezinlerin birbirleri arasında değiştirilerek kullanılmasının adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine bir etkisi olmadığını belirtmiştir. Çalışmamızda adeziv sistem ve kompozit rezin arasındaki ilişkinin sonuçları etkilememesi amacıyla (Pinzon ve diğerleri, 2011; Hegde ve diğerleri, 2008, Hitmi ve diğerleri, 1999) adeziv sistemlerin markalarından farklı bir markada kompozit rezin kullanılması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerden 2 basamaklı total-etch adeziv sistem olan Prime&Bond NT aseton bazlı olup yapısında nano-doldurucular, çapraz bağlı bir molekül olan T-rezin ve akışkan küçük bir molekül olan D-rezin yer almaktadır. Bu rezinler ve nanodoldurucular, Prime&Bond NT'nin asitle pürüzlendirmiş dentine infiltrasyonunu arttırmaktadırlar (Hamouda ve Shehata, 2011).

Clearfil SE Bond, 2 basamaklı bir self-etch adeziv sistem olup su bazlıdır. pH'sının 1,9 olması nedeniyle orta kuvvette self-etch primer özellikleri gösterir. Dentinde demineralizasyon derinliği 1µm'yi geçmez, bu yüzden uygulanmasının ardından dentin yapısında kollajene bağlı demineralize olmayan artık hidroksiapatitler varlığını sürdürmektedir (Cardoso ve diğerleri, 2011; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 221). Clearfil SE Bond'un yapısında bulunan 10-MDP (10-Metakriloiloksidesil dihidrojen

fosfat)'nin bu artık hidroksiapatitlere ve kalsiyuma kimyasal olarak bağlanma potansiyeli vardır (Perdigao, 2007; Yoshida ve diğerleri, 2004).

Clearfil S³ Bond, pH'sı 2,7 olan zayıf kuvvette tek basamaklı bir self-etch adeziv sistemdir. Solvent olarak hem su hem de etanol içeren Clearfil S³ Bond da asidik monomer olarak 10-MDP'ye sahiptir. İçerdiği 10-MDP sayesinde, Clearfil SE Bond'da olduğu gibi artık hidroksiapatitlere kimyasal olarak bağlanır. pH'sı Clearfil SE Bond' a göre daha yüksek olduğu için demineralizasyon derinliği 1 µm'den azdır, oluşturduğu hibrit tabakanın kalınlığı da total-etch ve 2 basamaklı self-etch adezivlere göre ince olmasına rağmen uniform bir hibrit tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (Perdigao, 2007, Perdigao ve diğerleri, 2008; Sarr ve diğerleri, 2010).

Perdigao (2007), dental adezyondaki yeni gelişmeleri derlediği makalesinde adezyon çalışmaları için 82 çalışmayı incelemiş ve ADA yönergesine göre mine ve dentin adezivlerinin 18 aylık klinik performanslarında en az %90 başarı göstermeleri gerektiğini belirtmiştir. Benzer şekilde Cardoso ve diğerleri (2011) da adezyon etkinliği ve stabilitesini ADA yönergesine göre değerlendirerek başarılı adezivleri rapor etmişlerdir. Bu bulgular ışığında ADA yönergesine uygun olarak (Peumans ve diğerleri, 2005) 2 basamaklı total-etch sistemlerden Prime Bond NT, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemlerden Clearfil SE Bond ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerden Clearfil S³ Bond'a çalışmamızda yer verilmiştir.

Literatürde birçok çalışmada, 2 basamaklı total-etch, 2 basamaklı self-etch ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerleri farklı test yöntemleriyle ölçülmüş ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır (Hedge ve Bhandary, 2008; Knobloch ve diğerleri, 2007; Sarr ve diğerleri, 2010).

Knobloch ve diğerkleri (2007), 2 basamaklı total-etch adeziv (Prime&Bond NT), 2 basamaklı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond, Optibond Solo Plus Self Etch) ve tek basamaklı self-etch adezivlerin (Clearfil S³ Bond, G-Bond, iBond) dentine bağlanma dayanım değerklerini mikro-gerilim test yöntemiyle ölçmüşlerdir. Bu adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerkleri karşılaştırıldığında; 2 basamaklı total-etch sistemlerle 2 basamaklı self-etch sistemler arasında dentine bağlanma dayanım değerkleri açısından istatistiksel olarak fark bulunmadığı rapor edilmiştir. Bu sonuç çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur. 2 basamaklı total-etch sistemlerin tek basamaklı self-etch sistemlere oranla istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerkleri gösterdiği sonucu ise çalışmamızın sonuçlarıyla uyum göstermemektedir. Bu uyumsuzluğun kullanılan test tekniğinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Sarr ve diğerkleri (2010), 3 basamaklı total-etch adeziv (Optibond FL, Scotchbond MP), 2 basamaklı total-etch adeziv (Prime&Bond NT, Scotchbond 1 XT, XP Bond), 2 basamaklı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond) ve tek basamaklı self-etch adezivlerin (Clearfil S³ Bond, G-Bond, Xeno 3, Adper Prompt L-Pop) dentine bağlanma dayanım değerklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; en yüksek bağlanma dayanım değerklerini 3 basamaklı total-etch adeziv sistem olan Optibond FL'den elde etmişlerdir. Bu çalışmada çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu olarak Prime&Bond NT ile Clearfil S³ Bond'un bağlanma dayanım değerkleri arasında fark bulunmadığı görülürken, Clearfil SE Bond'un bağlanma dayanım değerklerinin Prime&Bond NT ve Clearfil S³ Bond'a göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunması ise çalışmamızın sonuçlarıyla çelişmektedir.

Hedge ve Bhandary (2008), 2 basamaklı total-etch adeziv (Prime&Bond NT), 2 basamaklı self-etch adeziv (Clearfil Protect Bond) ve tek

basamaklı self-etch adeziv sistemlerin (Clearfil S³ Bond, G-Bond, Xeno 3 Bond) dentine bağlanma dayanım değerlerini makaslama testiyle ölçtükleri çalışmalarında, en iyi bağlanma dayanım değerini 2 basamaklı total-etch adezivden elde ederken, tek basamaklı self-etch adeziv sistem olan Clearfil S³ Bond'un 2 basamaklı self etch adeziv sisteme göre bağlanma dayanım değerlerini daha yüksek olarak rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan 2 basamaklı total-etch, 2 basamaklı self-etch ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin tükürük kontaminasyonunun olmadığı kontrol grupları karşılaştırıldığında, dentine bağlanma dayanım değerleri açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır. İki basamaklı ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin, 2 basamaklı total-etch adeziv sistemle aralarında bağlanma dayanım değerleri açısından istatistiksel olarak fark olmamasının sebebi, çalışmamızda kullanılan self-etch adeziv sistemlerin yapılarında dentin dokularına kimyasal olarak bağlanma özelliğine sahip 10-MDP bulundurmaları olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda kullanılan 3 adeziv sistemin pH'larının ve içerdikleri çözücü tipinin farklılığına rağmen, dentine bağlanma dayanım değerleri arasında fark görülmemesini, yapılarında bulunan ve dentine bağlanmayı arttıran monomerlerin ve nano-doldurucuların varlığına (Hamouda ve Shehata, 2011; Yoshida ve diğerleri, 2004) bağlamak mümkündür.

Literatürde yer alan çalışmalarda; dentinin farklı bölgelerinin kullanılmasına (yüzeyel, derin dentin), kullanılan dentin kesitlerinin standart hale getirilmesi için farklı teknikler seçilmesine (frez, zımpara), test edilen bağlayıcı ajanların kimyasal yapılarının birbirinden farklı olmasına ve kullanılan test yöntemine (makaslama, mikro-gerilim, gerilim) bağlı olarak değişik sonuçlar elde edilmektedir. Çalışmaların sonuçlarının

kıyaslanabilirliği elde edilecek bilgileri daha yararlı hale getireceği için bulguların tartışılabilir olması araştırmacıların standart yöntemler kullanmasıyla olacaktır. Test edilecek materyalin ve yöntemin ADA yönergesi ve ISO standartları gibi belirli standartlara uygun olması deney ortamını homojenleştireceği için bulguların kıyaslanması daha kolay yapılabilecektir.

Bağlanmayı etkileyen faktörler arasında çalışmamızın da konusu olan tükürük kontaminasyonunun etkisi üzerine, literatürlere bakıldığında (El-Kalla ve Godoy, 1997; Fritz ve diğerleri, 1998; Hitmi ve diğerleri, 1999; Taskonak ve Sertgöz, 2002) adeziv sistemlerin tarihsel gelişimine ve yeni test metodlarının geliştirilmesine paralel olarak çalışmaların çeşitlendiği görülmektedir.

El-Kalla ve Godoy (1997), 2 basamaklı total-etch adeziv sistemlerin (Prime&Bond 2.1, One Step, Tenure Quik ve Syntac Single Component) dentine bağlanma dayanımları üzerine tükürük kontaminasyonu etkisini inceledikleri çalışmalarında; dentin yüzeyi adeziv uygulamasından önce tükürükle kontamine edilmiş, bir grupta tükürük pamuk peletlerle uzaklaştırılırken diğer grupta kontamine olmuş yüzey 20 s boyunca su ile yıkanmıştır. Sonuç olarak iki durumda da Prime&Bond NT ile benzer içeriğe sahip Prime&Bond 2.1'in dentine bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığı belirtilmiş, Prime Bond 2.1 içinde bulunan asetonun tükürükteki su ile yer değiştirebileceği için tükürükten etkilenmediği sonucuna varılmıştır.

Fritz ve diğerleri (1998), hidrofobik monomer olarak UDMA, hidrofilik monomer olarak 4-META ve çözücü olarak da aseton içeren deneysel bir 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin tükürük kontaminasyonu karşısındaki etkinliğini araştırmışlardır. Çalışmalarında, bir grupta asitle

pürüzlendirme sonrasında tükürük dentin yüzeyine sürülmüş, 5 s havayla kurutulmuş ve daha sonra adeziv sistem uygulanmış, diğer grupta ise asitle pürüzlendirme sonrası tükürük dentin yüzeyine sürülmüş, yıkanmış, peletle kurutulmuş ve adeziv sistem uygulanmıştır. Bu 2 grupta elde edilen bağlanma dayanım değerleri kontaminasyon olmayan kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, tükürüğün yıkandığı grupla kontrol grubundan elde edilen bağlanma dayanım değerleri arasında fark bulunamazken, tükürüğün hava ile kurutulduğu grubun bağlanma dayanım değerlerinde çok ciddi bir düşüş saptanmıştır. Bağlanma dayanım değerlerindeki bu düşüşün, hava ile kurutulan kollajen ağının çökmesine ve tükürük proteinlerinin dentin tarafından absorbe edilmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Hitmi ve diğerleri (1999), total-etch adeziv sistemler One Step, Syntac Sprint ve self-etch adeziv sistem Clearfil Liner Bond 2'yi kullanarak yaptıkları çalışmalarında, tükürük kontaminasyonunu bu adeziv sistemlerin farklı aşamalarında (adeziv öncesi, adeziv sonrası, polimerizasyon sonrası) uygulamışlar ve etkilerini makaslama bağlanma dayanım testi yaparak değerlendirmişlerdir. Bu araştırmada, 2 basamaklı ve aseton bazlı total-etch adeziv sistem olan One Step'in adeziv öncesi uygulanan tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerinde bir düşüş olduğu ancak bu düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır. Alınan SEM görüntüleri sonrası yapılan değerlendirmede ise %37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyine tükürük kontamine olduğunda, hibrit tabaka ile dentin arasında boşluklar olduğu ve rezinin intratübüler dentine difüzyonunda defektler olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmayla benzer sonuçlara sahip yapay tükürüğün kullanıldığı başka bir araştırmada, (Suryakumari ve diğerleri, 2011) kontamine olmuş yüzeyin hava ile kurutulmasının 2 basamaklı total-etch adeziv sisteminin

bağlanma dayanım değerlerini düşürdüğü bulgulanmış, hava ile kurutmanın zayıf bir hibrit tabakası oluşumuna neden olarak bu düşüşe sebep olabileceği öne sürülmüştür.

Taskonak ve Sertgöz (2002); 2 basamaklı total-etch adeziv sistemler olan Prime&Bond NT, Gluma One Bond ve Syntec Single Component'in dentine bağlanma dayanımları üzerine adeziv uygulanması öncesi ve sonrasında oluşan tükürük kontaminasyonu etkisini makaslama test yöntemiyle incelemişlerdir. Bu çalışmada ise, adeziv öncesi ve adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonunun bu adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisi bulunmadığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar, asit uygulanmış mineye tükürük kontaminasyonunun etkili olabileceğini ancak dentinde tükürüğe karşı hassasiyetin daha az olduğunu belirtmişler, bunun nedeninin de tükürük içinde bulunan suyun, aseton çözücü içinde bulunan monomerlerin penetrasyonunu kolaylaştırması olabileceğini iddia etmişlerdir.

Çalışmamızda 2 basamaklı total-etch adeziv sisteminin adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu uygulanan gruplarında elde edilen bağlanma dayanım değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Tükürük içinde bulunan suyun aseton çözücü içindeki monomerlerin penetrasyonunu kolaylaştırma ihtimali bulunsa da, Pashley ve diğerleri'nin (1982) hipotezinde belirttiği gibi tükürük glikoproteinlerinin dentin yüzeyi tarafından absorbe edilmesi ve buna bağlı olarak hidrofobik monomerin bu yüzeylere infiltrasyon sağlayamaması değerlerin düşük çıkmasının nedeni olarak düşünülmektedir. Aynı zamanda bu düşük değerlerin sebebi, Hitmi ve diğerleri'nin (1999) de belirttiği üzere tükürük kontaminasyonu varlığında hibrit tabaka ve dentin dokusu arasında

meydana gelen ve stres yoğunluğu karşısında daha az dayanıklı olduğu bilinen boşluklar da olabilir.

Literatür incelendiğinde; 2 basamaklı total-etch sistemlerde adeziv uygulamadan önce tükürük kontaminasyonu uygulanan gruplardan elde edilen sonuçlar, dentinin kollajen ağının yapısına, dentinin nemli olup olmamasına, dentinin neminin tükürüğün su içeriğiyle birlikte aseton tarafından buharlaştırılabilme yeteneğine bağlı olduğu için farklılık gösterirken; 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin uygulamasından sonra tükürük kontaminasyonu olduğunda bu faktörler kısmen elimine edildiği için daha homojen sonuçların elde edildiği görülmektedir.

Hitmi ve diğerleri (1999), çalışmalarında adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu oluşan bağlanma dayanım değerlerini incelediklerinde, bu aşamada oluşan tükürük kontaminasyonunun 2 basamaklı total-etch (One-Step) ve 2 basamaklı self-etch (Clearfil Liner Bond 2) adeziv sistemlerinin bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe neden olduğunu vurgulamışlardır. Sebep olarak tükürük içinde bulunan oksijen ve suyun adezivin polimerizasyonunu engellemesini göstermişlerdir. Kanıt olarak da yaptıkları SEM incelemesinde bu aşamada tükürük kontaminasyonunun rezin uzantılarda kırıklara yol açtığını ve düşük polimerizasyonun bu kırıkların nedeni olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu iddiayı destekleyen başka bir araştırmada da Jacobsen ve Söderholm (1995), adezyon yüzeylerinde bulunan fazla suyun adeziv rezinin polimerizasyonunu engellediğini ve buna bağlı olarak da bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe neden olduğunu bulgulamışlardır.

Kermanshah ve diğerleri (2010), 3 basamaklı total-etch adeziv (Scotch Bond Multipurpose Plus), 2 basamaklı total-etch adeziv (Single Bond) ve tek basamaklı self-etch adeziv (Prompt L-Pop) sistemlerin farklı basamaklarında

tükürük kontaminasyonu etkisini makaslama test yöntemiyle değerlendirdikleri çalışmalarında, 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonundan etkilendiğini rapor etmişler, tükürük içinde bulunan fazla suyun polimerizasyon sırasında monomerlerin polimere dönüşüm derecesini etkileyebileceğini ileri sürmüşlerdir.

Pinzon ve diğerleri (2011), 2 basamaklı total-etch adeziv (Prime&Bond NT, Adper Single Bond Plus), 2 basamaklı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond) ve tek basamaklı self-etch adezivin (Clearfil S³ Bond) dentine bağlanma dayanımları üzerine tükürük kontaminasyonunun etkisini değerlendirdikleri çalışmalarının sonuçlarına göre adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu Prime&Bond NT'nin tükürük kontaminasyonundan etkilendiğini belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak da kontaminasyon varlığında adeziv dentin birleşiminde oluşan poröz kollajen ağına bağlı olarak hidrofobik komponentlerin bu bölgelere infiltre olamaması gösterilmiştir.

Çalışmamızda test edilen 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin adeziv uygulaması sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak daha düşük değerler elde edilmiştir. İki basamaklı total-etch adeziv sistemin adeziv uygulama sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen düşük bağlanma değerlerini tükürüğün içinde bulunan suyun adeziv rezinin polimerizasyonunu etkileyerek, adeziv rezinin yeterli polimerize olmasını engellemesine bağlamak mümkündür.

İki basamaklı total-etch sistemlerde adeziv uygulama öncesi ve sonrası tükürük kontaminasyonunun kontrol gruplarına göre bağlanma dayanımları açısından zayıf ya da şiddetli etkileri olduğu daha önceki yapılan çalışmalarda görülmektedir. Literatürde adeziv öncesi tükürük

kontaminasyonunun etkisi tartışmalıyken, genel kanı 2 basamaklı total-etch adeziv tükürük kontaminasyonundan en çok adeziv uygulaması sonrası etkilendiği şeklindedir.

Çalışmamızda, 2 basamaklı total-etch adeziv sistem için adeziv öncesi ve adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu gruplarından elde edilen bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu grubunda daha düşük bağlanma dayanım değerleri elde edilse de, bu 2 grup arasında istatistiksel olarak fark olmadığı görülmüştür. 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin adeziv öncesi ve sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonundan aynı derecede etkilenmesinin sebebinin, tükürük yapısında bulunan suyun ve glikoproteinlerin 2 basamaklı total-etch adeziv sistemi aynı derecede etkilemesi olabileceği düşünülmektedir.

Adeziv rezinin polimerizasyonundan sonra tükürük kontaminasyonunun etkisi incelendiğinde, 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin bu aşamada kontaminasyondan etkilenmesi konusunda da bir fikir birliği olduğunu söylemek zordur.

Fritz ve diğerleri (1998), adeziv polimerizasyonundan sonra oluşan tükürük kontaminasyonunun 2 basamaklı total-etch adeziv sisteminin bağlanma dayanım değerlerinde azalmaya neden olduğunu rapor etmişler ve bu aşamada tükürük kontaminasyonunun bağlanmayı şu 3 mekanizmayla etkilediğini öne sürmüşlerdir:

- Oksijen inhibisyon tabakasından dolayı yeterli polimerize olamamış adeziv yüzeyinin, glikoproteinleri abzorbe ederek kompozit rezinin polimerizasyonunun engellenmesi

- Yıkamayla birlikte oksijen inhibisyon tabakasının tamamen kaldırılmış olabileceği, dolayısıyla adeziv ve kompozit rezinin polimerizasyonunun mümkün olmaması
- Rezinin kollajen ağına yetersiz infiltre olduğu yerlerde tükürüğün buralara sızıp mevcut adeziv sistemi zayıflatması ve bu bölgelerde polimerize olmamış yüzey filmleri oluşturabilmesi.

Ghavam ve Pour (2004), 2 basamaklı total-etch adeziv sisteminin (Excite) farklı uygulama basamaklarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu etkilerini inceledikleri çalışmalarında, polimerizasyon sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu adeziv sistemin bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bunun nedeni olarak da çalışmalarında tükürüğün kontaminasyon yüzeyinden yıkamayla tamamen uzaklaştırılması ve 2. bir tabaka adeziv sistem uygulanması gösterilmiştir.

Çalışmamızda 2 basamaklı total-etch adeziv sisteminin polimerizasyonu sonrasında oluşan tükürük kontaminasyonunun bağlanma dayanım değerlerini düşürdüğü, ancak bu aşamada oluşan tükürük kontaminasyonunun bağlanmaya etkisinin, adeziv öncesi ve sonrasındaki kadar fazla olmadığı saptanmıştır.

Çalışmamızda adezivin polimerizasyonu sonrasında elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubuna göre daha düşük olmasının sebebini Fritz ve diğerleri'nin (1998) hipotezleri ile açıklamak mümkündür. Bu düşüşün adeziv öncesi ve sonrası kadar fazla olmamasının sebebi ise adezivin polimerizasyonu sağlandığı için, tükürüğün dentin dokusuna difüzyonunun diğer aşamalarda olduğu kadar gerçekleşmemesi (Hitmi ve diğerleri, 1999) olarak gösterilebilir. Bu aşamada oluşan tükürük kontaminasyonunun oksijen inhibisyon tabakasına etkisinin sadece hipotez

düzeyinde olması, bu konudaki daha ileri çalışmaların SEM görüntüleri değerlendirilerek yapılması gerekliliğini düşündürmektedir.

İki basamaklı self-etch adeziv sistemlerde, 2 basamaklı total-etch sistemlerden farklı olarak asitleme işlemi elimine edilmiştir ve dentinin pürüzlendirilmesi asidik monomer içeren primer sayesinde gerçekleştirilmektedir. Bu sistemlerin farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonunun, dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisi değerlendirildiğinde, literatürde birbirinden farklı sonuçlara rastlanmıştır.

Hiraishi ve diğerleri (2003), 2 basamaklı self-etch (Clearfil SE Bond) ve 2 basamaklı total-etch (Single Bond) adeziv sistemlerinin, adeziv öncesi oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerini mikro-makaslama test yöntemiyle ölçtükleri çalışmalarında; bu aşamada oluşan tükürük kontaminasyonunun her 2 adeziv sistemin de bağlanma dayanım değerlerini düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarıyla benzer olarak Arı ve diğerleri (2008) da adeziv öncesi meydana gelen tükürük kontaminasyonunun 2 basamaklı self-etch adezivin (Clearfil SE Bond) bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe neden olduğunu belirtmişlerdir.

Park ve Lee (2004) de 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) dentine bağlanmasının primer sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu etkilendiğini rapor etmiş ve kontaminasyondan sonra tekrar edilen primer uygulamasının bağlanma dayanım değerlerinde artış sağladığını saptamışlardır. Bu aşamada meydana gelen kontaminasyonda, tükürük içinde yer alan suyun primeri dilüe ederek primer içindeki asidik monomerin dentin yüzeyini pürüzlendirmedeki etkisini azalttığı düşünülmektedir. Bu çalışmanın sonuçlarını destekleyen

başka bir çalışmada, Neelegiri ve diğerleri (2010), 2 basamaklı self-etch adeziv sisteminin (AdheSE) adeziv öncesi oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu dentine bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe neden olduğunu, yeniden primer uygulamasıyla bu değerlerin yükselebileceğini belirtmişlerdir.

Aboushelib (2011), klinik çalışmasında tükürük kontaminasyonunun 2 basamaklı self-etch adeziv sisteminin (Clearfil SE Bond) dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemiştir. Ortodontik amaçla çekilecek premolar dişlerin kullanıldığı çalışmada, bir grupta rubber-dam kullanılarak restorasyon yapılmış, diğer grupta ise rubber-dam kullanmadan dentin yüzeyi 1 dk boyunca tükürükle kontamine edilerek restorasyon tamamlanmıştır. Üç yıl sonra çekilen dişlerde, adeziv sistemin dentine bağlanma dayanım değerleri mikro-gerilim testiyle incelenmiş ve tükürük kontaminasyonunun, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin dentine bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe neden olduğu saptanmıştır. Tükürüğün yapısındaki amilaz, kollajenaz, esteraz ve pityalin gibi hidrolitik enzimlerin, proteinlerin ve kollajen liflerin yapısını bozabilecek özellikte olduğunu belirten araştırmacı, bu enzimler nedeniyle hibrit tabakasının yapısal stabilitesinin bozulabileceğini iddia etmiştir. Ayrıca bu çalışmada, tükürük içinde yer alan immün sistem elemanlarının da dentinle reaksiyona girerek dentinde yapısal değişikliklere sebep olabileceği ve sonuç olarak 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin dentine bağlanma dayanımını etkileyebileceği belirtilmiştir.

İki basamaklı self-etch adeziv sistemlerin, adeziv öncesi tükürük kontaminasyonundan minimum etkilendiğini savunan Hitmi ve diğerleri (1999), bunun nedeninin adeziv sistemin oluşturduğu hibrit tabakasının zaten heterojen olması, bu yüzden tükürük içinde bulunan

glikoproteinlerinin bu tabakaya fark yaratacak kadar etki etmemesi olabileceğini savunmaktadırlar.

Townsend ve Dunn (2004), 2 basamaklı self-etch adeziv sistemlerin adeziv öncesi tükürük kontaminasyonundan etkilenmediğini ve self-etch adeziv sistemlerin hidrofilik özelliklerinden dolayı tükürük kontaminasyonuna daha toleranslı olduklarını rapor etmişler, ancak tükürük kontaminasyonun bu adezivler üzerine uzun vadede etkilerinin bilinmediğini ve kontaminasyonun hibrit tabakasının yapısında değişiklik yapma ihtimalinin çok yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Sheikh ve diğerleri (2010), primer öncesi meydana gelen tükürük kontaminasyonunun, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) dentine bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre fark yaratmadığını belirtmişler, bu sonucu da Clearfil SE Bond'un asidik özelliğine bağlı olarak tükürük içinde bulunan mukoproteinlerin yapısını bozarak smear tabakasına dâhil etmesine bağlamışlardır.

Çalışmamızda test edilen 2 basamaklı self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond'un adeziv öncesi meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Tükürük içinde yer alan suyun primeri dilüe ederek primer içindeki asidik monomerin dentin yüzeyini pürüzlendirmedeki etkisini azaltması ve tükürük yapısında yer alan hidrolitik enzimlerin kollajen liflerin yapısını bozarak, hibrit tabakasının stabilitesini etkilemesi bu düşüşün sebebi olarak düşünülmektedir.

İki basamaklı self-etch adeziv sistemin adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonrası elde edilen bağlanma dayanım değerlerini araştıran Hitmi ve diğerleri (1999), 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonundan etkilendiğini rapor etmişlerdir.

Arı ve diğerleri (2008) da 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond), adeziv sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerlerinde kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş saptandığını ancak bu düşüşün adeziv öncesi kadar fazla olmadığını belirtmişlerdir.

Hegde ve diğerleri (2008) ise, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonundan önemsiz oranda etkilendiğini belirtmişler ve buna sebep olarak da Clearfil SE Bond'un yapısında bulunan NN-Dietanol sayesinde, tükürük içinde bulunan su ile yer değiştirebilme yeteneğini göstermişlerdir.

Çalışmamızda; 2 basamaklı self-etch adeziv sistem için adeziv uygulamasından sonra meydana gelen tükürük kontaminasyonunun etkileri incelendiğinde elde ettiğimiz sonuçlara göre; adeziv uygulamasından sonra meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak azaldığı tespit edilmiştir. İki basamaklı self-etch adeziv sisteminin yapısında yer alan HEMA moleküllerinin hidrofilik özelliğinden dolayı tükürük içinde bulunan suyu absorbe ederek adeziv rezin monomerlerinin su içinde dağılmasına yol açması ve polimerizasyon sırasında polimer zinciri oluşturmalarını engellemesi bu azalmanın sebebi olarak düşünülmektedir.

Tükürük kontaminasyonu çalışmalarında adeziv uygulama öncesi ve sonrası basamaklarda tükürük kontaminasyonunun minimal düzeydeki ihmal edilebilir etkileri ya da kontaminasyon sonucu bağlanma dayanım değerlerinde görülen anlamlı düşüşlerin izahında etanol, aseton gibi materyallerin etkisi, materyal ve metod farklılıkları ve ISO, ADA yönergelerine bağlılık gibi faktörlerin yanı sıra akılda tutulması gereken önemli bir faktör de tükürüğün kalitesi ve kantitesi olmalıdır. Literatürlerde

üzerinde çok durulmayan bu faktörlerin yanı sıra kontamine olan tükürüğün miktarının da adeziv sistemler için öngörülen tolerans kriterini karşılayabilecek düzeyde olup olmadığı bilinmemektedir. Öngörümüze göre tükürüğün kalitesi, kantitesi ve kontaminasyon miktarı literatürde sayılan diğer major faktörler kadar önemli bir faktördür. Bu konunun detaylandırılarak ayrıca incelenmesi tamamlayıcı bir çalışma olacaktır.

İki basamaklı self-etch adezivin polimerizasyonu sonrası tükürük kontaminasyonunun dentine bağlanma dayanım değerleri üzerine etkilerini inceleyen Hitmi ve diğerleri (1999), 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin polimerizasyonu sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubuyla arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varmışlardır.

Hegde ve diğerleri (2008) ise, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin polimerizasyonu sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerindeki düşüşün kontrol grubuna göre anlamlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin polimerizasyon sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri ile kontrol grubu bağlanma dayanım değerleri kıyaslandığında kontrol grubuna göre daha düşük bağlanma dayanım değerleri görülmesine rağmen aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. Bunun sebebinin de yapıda yer alan HEMA molekülleri tükürük içindeki suyu yapıya dâhil etse de adeziv rezinin polimerizasyonu tamamlandığı için rezinin yapısının tükürükten minimal etkilenmesi olabileceğini düşünmekteyiz.

Son yıllarda klinik basamakların azaltılması, hızlı kullanım ve buna bağlı olarak tükürük kontaminasyon riskinin en aza indirilmesi amacıyla

(Yoo ve diğeri, 2006) piyasaya sunulan tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin tükürük kontaminasyonundan etkilenip etkilenmediği konusunda yapılan çalışmalara baktığımızda; çalışmaların son 6 yılda yoğunlaştığı görülmektedir.

Yoo ve diğeri (2006), 3 farklı tek basamaklı self-etch adezivin (One Up Bond F, Xeno3, Adper Prompt) adeziv uygulaması sonrası ve adezivin polimerizasyonu sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerini inceledikleri çalışmalarında, adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu One Up Bond F'nin bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir fark bulunamazken, Xeno3 ve Adper Prompt'un bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre düşüş saptandığı rapor edilmiştir. Adezivlerin polimerizasyonu sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucunda ise Xeno 3'ün bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir fark bulunamazken, One Up Bond F ve Adper Prompt'un bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre düşüş saptanmıştır. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin tükürük kontaminasyonu karşısındaki davranışlarının adeziv sistemin kimyasal yapısına bağlı olduğunu belirten Yoo ve diğeri (2006), çalışmamızla uyumlu olarak tek basamaklı self-etch adezivlerin tükürükten etkilendiği sonucuna varmışlardır.

Benzer olarak Sattabanasuk ve diğeri (2006) de tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin (One Up Bond F Plus, Adper Prompt L-Pop) adeziv sonrası ve polimerizasyon sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu dentine bağlanma dayanım değerlerinde azalma olduğunu rapor etmişlerdir. Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu bağlanma dayanım değerlerindeki azalmayı tükürük içinde bulunan suyun adeziv rezinin polimerize olmasını engellemesine bağlayan araştırmacılar, ayrıca

tükürük içinde bulunan glikoproteinlerin de hibridizasyon sırasında hidrofilik monomerlerle rekabet ettiğini ve bunun da bağlanma dayanımını zayıflatabileceğini belirtmişlerdir. Polimerizasyon sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu ise bağlanma dayanım değerlerinin azaldığını ama bu azalmanın diğer aşamalarda olduğu kadar fazla olmadığını belirten araştırmacılar bunun nedenini adezivin polimerizasyonu sağlandığı için tükürüğün adeziv tabakasına penetrasyonunun zor olabileceği olarak göstermişlerdir.

Neelagiri ve diğerleri (2010) de tek basamaklı self-etch adeziv sistemin (Adper Prompt) adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubu değerlerine göre düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Hegde ve diğerleri (2010) de tek basamaklı self-etch adeziv sistemin (Xeno 3) adeziv sonrası ve polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu dentine bağlanma dayanım değerlerinde bir düşüş saptamışlardır. Buna sebep olarak da tükürük içerisinde bulunan suyun su bazlı adeziv sistemlerde adezivi seyreltmesiyle monomer dönüşüm derecesinde azalmalar olabileceğini belirtmişlerdir.

Pinzon ve diğerleri (2011) de tek basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil S³ Bond) adeziv sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonu karşısında dentine bağlanma değerlerinde azalma meydana geldiğini saptamışlardır. Araştırmacılar, su bazlı bir sistem olan Clearfil S³ Bond'un bütün komponentleri tek şişede toplandığı için adezivin kompleks bir kimyasal yapıya sahip olduğunu ve tükürüğün içindeki su nedeniyle tükürük kontaminasyonuna karşı hassas olabileceğini belirtmişlerdir.

Sheikh ve diğerleri (2010) ise çalışmamızdan farklı olarak tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin (Adper Easy Bond, Adper Prompt L-

Pop) adeziv öncesi oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre rakamsal olarak artış bulmuşlar ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadığını rapor etmişlerdir. Araştırmacılar elde ettikleri bu sonuçlara rağmen, klinik uygulamalarda self-etch adezivlerin tükürük kontaminasyonundan etkilenmediği gibi genel bir hüküm verilemeyeceğini savunmaktadırlar.

Çalışmamızda, tek basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil S³ Bond) bütün uygulama aşamalarında tükürük kontaminasyonundan etkilendiği sonucuna varılmış, en çok etkilendiği aşamanın adeziv öncesi aşama olduğu sonucuna varılmıştır. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemin bağlanma dayanım değerlerinin tükürük kontaminasyonundan en çok adeziv öncesi aşamada etkilenmesinin sebebini şu mekanizmalarla açıklamak mümkündür:

- Glikoproteinlerin adezyon yüzeyi tarafından absorpsiyonu sonucu adeziv rezinin adezyon yüzeyini tamamen ıslatmasına engel olması
- Tükürük proteinlerinin monomerlerin dentine penetrasyonunu engellemesi, buna bağlı olarak değim açısında artma
- Tükürük içinde bulunan suyun adeziv rezin içinde bulunan asidik monomerleri dilüe etmesi, buna bağlı olarak zayıf hibrit tabakası oluşumu.

Tek basamaklı self etch adezivler, dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve adezivin pürüzlendirilen bölgelere infiltre olabilmesi için total-etch adeziv sistemlere ve 2 basamaklı self-etch adezivlere oranla daha asidik ve daha hidrofilik özellik gösterecek bir yapıya sahip olmalıdırlar (Cardoso ve diğerleri, 2011; Knobloch ve diğerleri, 2007). Tek basamaklı self-etch adezivlerin en büyük dezavantajı ortamdan hidrofilik özellikleri nedeniyle

çok miktarda nem çekmeleridir. Bu nedenle bazı durumlarda adeziv tabaka, polimerize edilmesine rağmen bağlanmayı olumsuz etkileyebilecek küçük su damlaları bile içerebilir. Bu durumlarda nem çeken adeziv rezinin polimerizasyon sonrasında bile yarı geçirgen bir membran gibi davranıp adeziv başarısızlıklara ve kompozit rezinin yetersiz polimerizasyonuna neden olabileceği bildirilmiştir (Cardoso ve diğerleri, 2011). Çalışmamızda elde edilen sonuçlarda Clearfil S³ Bond'un polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubunda elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak düşük çıkması Clearfil S³ Bond'un hidrofilik özelliğiyle açıklanabilir. Çalışmamızın sonuçlarına göre tek basamaklı self-etch adeziv sistemin tükürükten en az etkilendiği aşamanın da polimerizasyon sonrası aşama olduğu bulgulanmıştır. Bunun sebebi 2 basamaklı self-etch adezivlerde olduğu gibi adezivin polimerizasyonu sağlandığı için tükürüğün adeziv tabakasına penetrasyonunun engellenmesi olarak düşünmekteyiz.

Benzer tükürük kontaminasyonu aşamalarında farklı adeziv sistemlerden elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması çalışmamızın diğer amacıdır.

Neelagiri ve diğerleri (2010), adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu sonucu 2 basamaklı self-etch adezivin (AdheSE), tek basamaklı self-etch adezive (Adper Prompt) göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Hiraishi ve diğerleri (2003), adeziv öncesi tükürük kontaminasyonu meydana geldiğinde 2 basamaklı total-etch adezivin 2 basamaklı self-etch adezive göre daha yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Sheikh ve diğerleri (2010), tükürük kontaminasyonu adeziv öncesi aşamada meydana geldiğinde 2 basamaklı self-etch adezivin (Clearfil SE

Bond) tek basamaklı self-etch adezivlere göre (Adper Easy Bond, Adper Prompt L-Pop) istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Hitmi ve diğerleri (1999), adeziv öncesi tükürük kontaminasyonunun meydana geldiği aşamada en yüksek bağlanma dayanım değerlerini 2 basamaklı self-etch adeziv sistemden elde ederken, en düşük bağlanma dayanım değerleri ise 2 basamaklı total-etch adeziv sistemden elde edilmiştir.

Çalışmamızda, adeziv uygulaması öncesi tükürük kontaminasyonu gruplarında tek basamaklı self-etch adeziv, 2 basamaklı self-etch adeziv ve 2 basamaklı total-etch adeziv birbirleriyle kıyaslandığında, en yüksek bağlanma dayanım değerlerini tek basamaklı self-etch adeziv sistem gösterirken, bunu 2 basamaklı total-etch sistem ve 2 basamaklı self-etch adeziv sistem izlemiştir. 2 basamaklı ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri arasındaki fark anlamlı olarak bulunmuştur.

Adeziv öncesi tükürük kontaminasyonunun muhtemel etkilerinin sebepleri, tükürük glikoproteinlerinin dentin yüzeyi tarafından absorbe edilmesi ve buna bağlı olarak hidrofobik monomerin bu yüzeylere infiltrasyon sağlayamaması, tükürük kontaminasyonu varlığında hibrit tabaka ve dentin dokusu arasında meydana gelen ve stres yoğunluğu karşısında daha az dayanıklı olduğu bilinen boşluklar da olabilir.

Bu aşamada tek basamaklı self-etch adezivin 2 basamaklı self-etch adezive göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri göstermesinin sebebi tek basamaklı self-etch adezivin içindeki çözücü olarak kullanılan su miktarının daha fazla olması olabilir. Su bazlı adezivlerin adeziv uygulaması

öncesi ortaya çıkan dentinin ıslaklığı gibi varyasyonlardan da az etkilendiği belirtilmiştir (Cardoso ve diğerleri, 2011).

Adeziv sonrası tükürük kontaminasyonunun olduğu aşamada farklı adeziv sistemlerin performanslarını karşılaştıran Hitmi ve diğerleri (1999), çalışmalarında, adeziv sonrası tükürük kontaminasyonunda 3 basamaklı total-etch adeziv sistemle 2 basamaklı self-etch sistemden benzer bağlanma dayanım değerleri elde ederken, en düşük bağlanma dayanım değerlerini 2 basamaklı total-etch sistemden elde etmişlerdir.

Pinzon ve diğerleri (2011), adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu tek basamaklı self-etch sistemden (Clearfil S³ Bond) elde edilen bağlanma dayanım değerlerini 2 basamaklı self-etch adeziv sisteme (Prime&Bond NT) göre daha yüksek olarak rapor etmişlerdir.

Kermanshah ve diğerleri (2010), 3 basamaklı total-etch adezivin, 2 basamaklı total-etch adezivin ve tek basamaklı self-etch adezivin bağlanma dayanım değerlerini adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu aşamalarında karşılaştırmışlardır. Adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu bu 3 adeziv sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Hegde ve diğerleri (2010) ise, adeziv sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu 2 basamaklı self-etch sistemden elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin tek basamaklı etanol bazlı self-etch sisteme göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda, adeziv sonrası tükürük kontaminasyonunun olduğu adeziv grupları karşılaştırıldığında self-etch adezivlerin, 2 basamaklı total-etch adezive göre rakamsal olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği ancak 2 basamaklı self-etch ve total-etch sistem arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Self-etch adezivlerin yapısında bulunan 10-MDP sayesinde dentine kimyasal olarak da bağlanabilmeleri total-etch

sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmesinin sebebi olabilir.

Hitmi ve diğerleri (1999), polimerizasyon sonrası 2 basamaklı total-etch sistemin bağlanma dayanım değerlerini 2 basamaklı self-etch sistemden daha yüksek bulmuşlardır.

Hegde ve diğerleri (2010), ise polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu sonucu 2 basamaklı self-etch adezivlerin bağlanma dayanım değerlerini tek basamaklı self-etch adezivlere göre daha yüksek bulmuşlardır.

Çalışmamızda, polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu olan grupların bulgularına baktığımızda 2 basamaklı self-etch, tek basamaklı self-etch ve 2 basamaklı total-etch sıralamasıyla elde ettiğimiz bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir. Çalışmamızda test edilen tüm adeziv sistemler için tükürükten en az etkilenilen aşamanın polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu aşaması olduğu görülmektedir. Bu aşamada, kullandığımız adeziv sistemlerin pH derecesi, içerdiği çözücü tipi ve yapısında bulunan monomerlerin farklı olmasına rağmen adezivin polimerizasyonu sağlandığı için polimerize olan tabaka üstüne uygulanan tükürüğün dentin dokusuna infiltre olmadığı ve sistemin etkilenmediği düşünülebilir.

Davidson ve diğerleri (1984), kompozit rezinin büzülme kuvvetlerine karşı koyabilmek için adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerlerinin 17-20 MPa arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda 2 basamaklı total-etch adeziv sistemin (Prime&Bond NT) adeziv öncesi ve adeziv sonrası, 2 basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) ve tek basamaklı self-etch adeziv sistemin (Clearfil S³ Bond) de adeziv öncesi oluşan kontaminasyon sonucu elde edilen bağlanma

dayanım değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında olduğu saptanmıştır. Bu yüzden bu aşamalarda oluşan kontaminasyon durumunda, tükürüğün uygun dekontaminasyon teknikleriyle adezyon yüzeyinden uzaklaştırılması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı adeziv sistemiyle uygulanan kompozit rezinlerin farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu etkisinin mikro-makaslama kuvvetleri açısından incelendiği çalışmamızın sınırları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmıştır:

1-Çalışmamızda kullanılan bütün adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımları, adeziv öncesi ve adeziv sonrası oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu azalma göstermektedir.

2-Üç adeziv sistem için de tükürük kontaminasyonundan en az etkilenilen aşama polimerizasyon sonrası tükürük kontaminasyonu aşaması olarak bulunmuştur.

3-Self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanım değerleri en fazla primer öncesi aşamada oluşan tükürük kontaminasyonu sonucu azalmaktadır.

4- İki basamaklı self-etch adeziv sistemin dentine bağlanma dayanım değerleri polimerizasyon sonrası meydana gelen tükürük kontaminasyonundan etkilenmemiştir.

5-Farklı uygulama aşamalarında meydana gelen tükürük kontaminasyonu sonucu, 3 adeziv sistemin performansları karşılaştırıldığında, tek basamaklı self etch adeziv sistemin, adeziv öncesi aşamada 2 basamaklı self-etch adeziv sisteme göre, adeziv sonrası aşamada ise 2 basamaklı total-etch adeziv sisteme göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği tespit edilmiştir.

6-Üç adeziv sistemin de kontrol gruplarında elde edilen bağlanma dayanımları değerleri karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır.

Çalışmamızda tükürük kontaminasyonu durumunda adeziv rezinin dentine ve kompozit rezine bağlanma dayanımı araştırılmıştır. Daha ileride yapılacak çalışmalarda, tükürüğün dentin yapısına, adeziv sistem ve kompozit rezinin yapısına etkilerinin belirlenebilmesi için dentin-adeziv ve adeziv-kompozit rezin bağlanma yüzeylerinin SEM ile incelenmesi yararlı olacaktır.

Adeziv sistemlerin klinik performansını değerlendirmek için bu alanda yapılacak çalışmalarda ISO, ADA gibi standart yöntemler öneren yönergelerle çalışmak gereklidir. Bu tür yönergelerle yapılan çalışmalardaki kıyaslamalar daha fikir verici olacaktır. Özellikle çalışmalarda kullanılan tükürük miktarının standart hale getirilmesi için çalışmamızda bir mikrofırçanın alabildiği kadar tükürük 4 cm uzaklıktan 1 s süreyle çok hafif havayla kurutularak dentin yüzeyine uygulanmıştır. Bu yöntemin kullanılmasının tükürük ile ilgili yapılacak ileriki çalışmalarda tükürüğün miktarını standardize etmek için yararlı olabileceği düşünülmektedir.

Sonraki çalışmalarda restorasyon etrafındaki sızıntının değerlendirilmesi için mikrosızıntı testi kullanılması, adeziv sistemlerin tükürük kontaminasyonu durumunda performanslarının anlaşılması için yararlı olacaktır. Aynı zamanda *in-vitro* çalışmaların klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- Aboushelib, M.N. (2011). Clinical performance of self-etching adhesives with saliva contamination. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(5), 489-493.
- Akagawa, H., Nikaido, T., Takada, T., Burrow, M.F. ve Tagami, J. (2002). Shear bond strengths to coronal and pulp chamber floor dentin. *American Journal of Dentistry*, 15(6), 383-388.
- Altun, C. (2005). Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Aps, J.K. ve Martens, L.C. (2005). Review: The physiology of saliva and transfer of drugs into saliva. *Forensic Science International*, 10, 150(2-3), 119-131.
- Arı, H., Dönmez, N ve Belli, S. (2008). Effect of artificial saliva contamination on bond strength to pulp chamber dentin. *European Journal of Dentistry*, 2(2), 86-90.
- Arikawa, H., Takahashi, H., Kanie, T. ve Ban, S. (2009). Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dental Materials Journal*, 28(4), 454-460.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H., Soares, C.J. ve Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), 50-62.
- Asande Adebayo, O., Francis Burrow, M. ve John Tyas, M. (2008). Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(3), 159-168.
- Bayne, S.C., Heymann, H.O. ve Swift, E.J. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*, 125(6), 687-701.

- Bayne, S.C., Thompson J.Y., Swift, E.J., Stamatiades, P. ve Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-577.
- Bayne, S.C., Thompson, J.Y. ve Taylor, D.F. (2002). Dental Materials. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.) *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry* (s. 135-228). St. Louis: Mosby.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. ve Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23(1), 51-59.
- Blosser, R.L. (1990). Time dependence of 2.5% nitric acid solution as an etchant on human dentin and enamel. *Dental Materials*, 6 (2), 83-87.
- Borsatto, M.C., Thomaz, M.Y., Contente, M.M., Gomes-Silva, J.M., Mellara Tde, S., Galo, R. ve diğerleri (2010). Bonding agent underneath sealant: shear bond strength to oil-contaminated. *Brazilian Dental Journal*, 21(1), 50-54.
- Botta, S.B., da Ana, P.A., Zezell, D.M., Powers, J.M. ve Matos, A.B. (2009). Adhesion after erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. *Lasers in Medical Science*, 24(1), 67-73.
- Bowen, R.L., Eichmiller, F.C. ve Marjenhoff, W.A. (1991). Glass-ceramic inserts anticipated for 'megafilled' composite restorations. Research moves into the office. *Journal of the American Dental Association*, 122(3), 71, 73, 75.
- Bowen, R.L. ve Marjenhoff, W.A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in Dental Research*, 6, 44-49.

- Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C. ve Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.
- Breschi, L., Gobbi, P., Mazzotti, G., Falconi, M., Ellis, T.H. ve Stangel, I. (2002). High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. *Dental Materials*, 18(1), 26-35.
- Buonocore, MG. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853.
- Burrow, M.F., Kitasako, Y., Thomas, C.D. ve Tagami J. (2008). Comparison of enamel and dentin microshear bond strengths of a two-step self-etching priming system with five all-in-one systems. *Operative Dentistry*, 33(4), 456-460.
- Caiado, A.C., de Goes, M.F., de Souza-Filho, F.J. ve Rueggeberg, F.A. (2010). The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(6), 352-361.
- Cardoso, P.E., Braga, R.R. ve Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14 (6), 394-398.
- Cardoso, M.V., Coutinho, E., Ermis, R.B., Poitevin, A., Van Landuyt, K., De Munck, J. ve diğerleri (2008). Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(1), 25-33.
- Cardoso, M.V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J. ve diğerleri (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, Suppl 1, 31-44.

- Cehreli, Z.C. ve Altay, N. (2000a). Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *The Angle Orthodontist*, 70(1), 22-27.
- Cehreli, Z.C. ve Altay, N. (2000b). Etching effect of 17% EDTA and a non-rinse conditioner (NRC) on primary enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 13(2), 64-68.
- Cekic-Nagas, I. ve Ergun, G. (2011). Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), 403-412.
- Chang, S.W., Cho, B.H., Lim, R.Y., Kyung, S.H., Park, D.S., Oh, T.S. ve diğerleri (2010). Effects of blood contamination on microtensile bond strength to dentin of three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 35(3), 330-336.
- Chen, M.H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.
- Chou, J.C., Chen, C.C. ve Ding, S.J. (2009). Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomedicine and Laser Surgery*, 27(3), 481-486.
- Chung, C.W., Yiu, C.K., King, N.M., Hiraishi, N. ve Tay, F.R. (2009). Effect of saliva contamination on bond strength of resin luting cement to dentin. *Journal of Dentistry*, 37(12), 923-931.
- Cox, C.F., White, K.C., Ramus, D.L., Farmer, J.B. ve Snuggs, H.M. (1992). Reparative dentin: factors affecting its deposition. *Quintessence International*, 23(4), 257-270.
- Davidson, C.L., de Gee, A.J. ve Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research*, 63(12), 1396-1399.

- Dayangaç, G.B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitapevi.
- de Moraes, R.R., Gonçalves Lde, S., Lancellotti, A.C., Consani, S., Correr-Sobrinho, L. ve Sinhoreti, M.A. (2009). Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative Dentistry*, 34(5), 551-557.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yudhira, R., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (2002). Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 110(4), 322-329.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri (2005). A critical review of the durability adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118-132.
- de Souza-Zaroni, W.C., Delfino, C.S., Ciccone-Nogueira, J.C., Palma-Dibb, R.G. ve Corona, S. (2007). Effect of cavity preparation method on microtensile bond strength of a self-etching primer vs phosphoric acid etchant to enamel. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 18(10), 2003-2009.
- Devanna, R. ve Keluskar, K.M. (2008). Crystal growth vs. conventional acid etching: a comparative evaluation of etch patterns, penetration depths, and bond strengths. *Indian Journal of Dental Research*, 19(4), 309-314.
- Di Renzo, M., Ellis, T.H., Sacher, E. ve Stangel, I. (2001). A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials*, 22(8), 787-792.
- Dodds, M.W., Johnson, D.A. ve Yeh, C.K. (2005). Health benefits of saliva: a review. *Journal of Dentistry*, 33(3), 223-233.

- Duke, E.S. ve Lindemuth, J. (1991). Variability of clinical dentin substrates. *American Journal of Dentistry*, 4(5), 241-246.
- Eick, J.D., Gwinnett, A.J., Pashley, D.H. ve Robinson, S.J. (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology&Medicine*, 8 (3), 306-335.
- Eiriksson, S.O., Pereira, P.N., Swift, E.J. Jr, Heymann, H.O. ve Sigurdsson, A. (2004). Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. *Dental Materials*, 20(1), 37-44.
- el-Kalla, I.H. ve García-Godoy, F. (1997). Saliva contamination and bond strength of single-bottle adhesives to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 10(2), 83-87.
- Eren D. (2006). *Farklı Adeziv Sistemlerin ve Kompozit Rezinlerin Birbirleri Arasında Değiştirilerek Kullanılmasının Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı ve Mikrosızıntı Yönünden İncelenmesi*. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
- Erickson, R.L., Barkmeier, W.W. ve Latta, M.A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, 25(11), 1459- 1467.
- Fawzy, A.S., Amer, M.A. ve El-Askary, F.S. (2008). Sodium hypochlorite as dentin pretreatment for etch-and-rinse single-bottle and two-step self-etching adhesives: atomic force microscope and tensile bond strength evaluation. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(2), 135-144.
- Ferracane, J.L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 6(4), 302-318.
- Ferracane, J.L. (2011). Resin Composite-State of the art. *Dental materials*, 27, 29-38.

- Fleming, M.G. ve Maillet, W.A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal of the Canadian Dental Association*, 65(8), 447-450.
- Foong, J., Lee, K., Nguyen, C., Tang, G., Austin, D., Ch'ng, C. ve diğerleri (2006). Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian Dental Journal*, 51(3), 252-257.
- Fortin, D. ve Vargas, M.A. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials. *Journal of American Dental Association*, 131 Suppl, 26S-30S.
- Fritz, U.B., Finger, W.J. ve Stean, H. (1998). Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system. *Quintessence International*, 29(9), 567-572.
- Furuse, A.Y., da Cunha, L.F., Benetti, A.R. ve Mondelli, J. (2007). Bond strength of resin-resin interfaces contaminated with saliva and submitted to different surface treatments. *Journal of Applied Oral Science*, 15(6), 501-505.
- Fusayama, T. (1992). Total etch technique and cavity isolation. *Journal of Esthetic Dentistry*, 4(4), 105-109.
- Geurtsen-W. ve Leyhausen, G. (2001). Chemical-Biological Interactions of the resin monomer triethyleneglycol-dimethacrylate (TEGDMA). *Journal of Dental Research*, 80(12), 2046-2050.
- Ghavam, M. ve Pour, K. (2004). Effect of Different Saliva Decontamination Procedures on Bond Strength to Dentin in Single Bottle Systems. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 1(3), 5-10.

- Giannini, M., Carvalho, R.M., Martins, L.R., Dias, C.T. ve Pashley, D.H. (2001). The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(4), 315-324.
- Goldstein, R.E. (1998). *Esthetics in Dentistry*. (2. ed.). London: B.C. Decker Inc.
- Greabu, M., Battino, M., Mohora, M., Totan, A., Didilescu, A., Spinu ve diğ erleri (2009). Saliva—a diagnostic window to the body, both in health and in disease. *Journal of Medicine and Life*, 2(2), 124-132.
- Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Gorucu, J., Alpaslan, T., Yazici, E. ve diğ erleri (2008). Shear bond strength of composite bonded to Er,Cr:YSGG laser-prepared dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*, 26(5), 495-500.
- Habelitz, S., Marshall. S.J., Marshall, Jr, G.W. ve Balooch, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46(2), 173-183.
- Hamouda, I.M. ve Shehata, S.H. (2011). Shear Bond Strength of Ormocer-Based Restorative Material Using Specific and Nonspecific Adhesive Systems. *ISRN Materials Science*, 2011, 1-4.
- Hara, A.T., Pimenta, L.A. ve Rodrigues, A.L. Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2), 165-169.
- Hasshoff, G., Schneider, H. ve Merte, K. (2004). Tooth-composite interface from specific and nonspecific adhesive restorative systems. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 15, 71(1), 38-45.
- Hegde, M.N. ve Bhandary, S. (2008). An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *Journal of Conservative Dentistry*, 11(2), 71-75.

- Hegde, M.N., Hegde, P. ve Shetty, S.K. (2008). The influence of salivary contamination on the shear bond strength of two newer generation dentin bonding agents-An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 11(3), 127-130.
- Heintze, S.D. ve Zimmerli, B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 3: in vitro tests of adhesive systems. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin*, 121(11), 1024-1040.
- Hermesen, R.J. ve Vrijhoef M.M. (1993). Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dental Materials*, 9(5), 332-336.
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A. ve Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral Cirugía Bucal*, 1, 11(2), 215-220.
- Hiraishi, N., Kitasako, Y., Nikaido, T., Nomura, S., Burrow, M.F. ve Tagami, J. (2003). Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. *Dental Materials*, 19(5), 429-434.
- Hitmi, L., Attal, J.P. ve Degrange, M. (1999). Influence of the time-point of salivary contamination on dentin shear bond strength of 3 dentin adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(3), 219-232.
- Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Suzuki, N., Murakami, Y. ve Matsumoto, K. (2001). Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *Journal of Clinical Laser Medicine&Surgery*, 19(6), 297-303.
- Humphrey, S.P. ve Williamson, R.T. (2001). A review of saliva: normal composition, flow, and function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2), 162-169.

- Ilie N. ve Hickel R. (2008). Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dental Materials Journal*, 27(2), 221-228.
- Ilie, N. ve Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427-438.
- Ilie, N. ve Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 59-66.
- Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., ve diğerleri (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 17(5), 445-455.
- International Organization For Standardization. (2003). Dental Materials-Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure. ISO TR 11405.
- Jacobsen, T. ve Söderholm, K.J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials*, 11(2), 132-136.
- Jacques, P. ve Hebling, J. (2005). Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dental Materials*, 21(2), 103-109.
- Kanca, J. 3rd. (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence International*, 23(1), 39-41.
- Kermanshah, H., Ghabraei, Sh. ve Bitaraf, T. (2010). Effect of salivary contamination during different bonding stages on shear dentin bond strength of one-step self-etch and total etch adhesive. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 7(3), 132-138.
- Kidd, E.A.M., Smith, B.G.N., Watson, T.F. ve Pickard, H.M. (2003). *Pickard's Manuel of Operative Dentistry* (8. ed.). New York: Oxford University Press.

- Kim, K.H., Ong, J.L. ve Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642-649.
- Knezevic, A., Ristic, M., Demoli, N., Tarle, Z., Music, S. ve Negovetic Mandic, V. (2007). Composite photopolymerization with diode laser. *Operative Dentistry*, 32(3), 279-284.
- Knobloch, L.A., Gailey, D., Azer, S., Johnston, W.M., Clelland, N. ve Kerby, R.E. (2007). Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 216-222.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N. ve Ozge Bicer, C. (2010). Influence of different conditioning methods on the shear bond strength of novel light-curing nano-ionomer restorative to enamel and dentin. *Lasers in Medical Science*, 25(6), 861-866.
- Krithikadatta, J. (2010). Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 173-183.
- Kwong, S.M., Tay, F.R., Yip, H.K., Kei, L.H. ve Pashley, D.H. (2000). An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *Journal of Dentistry*, 28(7), 515-528.
- Laurell, K.A. ve Hess, J.A. (1995). Scanning electron micrographic effects of air-abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. *Quintessence International*, 26(2), 139-144.
- Lee, B.S., Lin, P.Y., Chen, M.H., Hsieh, T.T., Lin, C.P., Lai, J.Y. ve diğerleri (2007). Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dental Materials*, 23(5), 570-578.

- Lee, J.J., Nettey-Marbell, A., Cook, A. Jr., Pimenta, L.A., Leonard, R. ve Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of American Dental Association*, 138(12), 1599-1603.
- Leinfelder, K.F., Bayne, S.C. ve Swift, E.J. Jr. (1999). Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic Dentistry*, 11(5), 234-249.
- Lutz, F. ve Phillips, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480-488.
- Manhart, J., Mehl, A., Schroeter, R., Obster, B. ve Hickel, R. (1999). Bond strength of composite to dentin treated by air abrasion. *Operative Dentistry*, 24(4), 223-232.
- Marshall, Jr, G.W. (1993). Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence International*, 24(9), 606-617.
- Marshall, Jr, G.W., Marshall, S.J., Kinney, J.H. ve Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441-458.
- McCabe, J.F. ve Walls A.W.G. (2008). *Applied Dental Materials*. (9th ed.). Oxford: Blackwell Publishing.
- Mehl, A., Hickel, R. ve Kunzelmann, K.H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart polymerization'. *Journal of Dentistry*, 25(3-4), 321-330.
- Mjör, I.A. (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian Dental Journal*, 20(1), 3-16.

- Murchison, D.F., Roeters J., Vargas, M.A. ve Chan, D.C.N. (2006). Direct Anterior Restorations. J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach* (s. 261-288). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Nakabayashi, N., Kojima, K. ve Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265-273.
- Nakabayashi, N. (1992). The hybrid layer: a resin-dentin composite. *Proceedings of the Finnish Dental Society*, 88(1), 321-329.
- Nassif, M.S. ve El-Korashy, D.I. (2009). Phosphoric acid/sodium hypochlorite mixture as dentin conditioner: a new approach. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 11(6), 455-460.
- Navazesh, M. (1993). Methods for collecting saliva. *Annals of New York Academy Science*, 20, 694, 72-77.
- Neelagiri, K., Kundabala, M., Shashi, R.A., Thomas, M.S. ve Parolia, A. (2010). Effects of saliva contamination and decontamination procedures on shear bond strength of self-etch dentine bonding systems: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(2), 71-75.
- Obeidi, A., McCracken, M.S., Liu, P.R., Litaker, M.S., Beck, P. ve Rahemtulla, F. (2009). Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Surgery and Medicine*, 41(6), 454-462.
- Ogata, M., Okuda, M., Nakajima, M., Pereira, P.N., Sano, H. ve Tagami, J. (2001). Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, 26(1), 27-35.
- Osorio, R., Erhardt, M.C., Pimenta, L.A., Osorio, E. ve Toledano, M. (2005). EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *Journal of Dental Research*, 84(8), 736-740.

- Özyeşil, A.G., Günal, Ş., Belli, S., ve Eskitaşcıoğlu, G. (2009). İki Farklı Bağlanma Dayanımı Testinin Karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 118-121.
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J. ve Lee, I.B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501-1505.
- Park, J.W. ve Lee, K.C. (2004). The influence of salivary contamination on shear bond strength of dentin adhesive systems. *Operative Dentistry*, 29(4), 437-42.
- Park, Y.J., Chae, K.H. ve Rawls, H.R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental Materials*, 15(2), 120-127.
- Pashley, D.H., Michelich, V. ve Kehl, T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(5), 531-537.
- Pashley, D.H., Nelson, R. ve Kepler, E.E. (1982). The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *Journal of Dental Reserach*, 61(8), 978-981.
- Pashley, D.H., Tao, L., Boyd, L., King, G.E. ve Horner, J.A. (1988). Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archieves of Oral Biology*, 33(4), 265-270.
- Pashley, D.H. (1992). Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society*, 88(1), 215-224.
- Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H. ve Horner, J.A. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International*, 24(9), 618-631.
- Pashley, D.H. ve Carvalho, R.M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25(5), 355-372.

- Pashley, D.H., Tay, F.R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R.M., Carrilho, M. ve diğerleri (2011). State of the art etch- and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1-16.
- Perdigao, J. ve Swift, Jr, E.J. (2002). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry* (s.234-268). St. Louis: Mosby.
- Perdigão, J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357.
- Perdigão, J., Lopes, M.M. ve Gomes, G. (2008). In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Operative Dentistry*, 33(5), 534-549.
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), 24-37.
- Pereira, P.N., Okuda, M., Sano, H., Yoshikawa, T., Burrow, M.F. ve Tagami, J. (1999). Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dental Materials*, 15(1), 46-53.
- Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21(9), 864-881.
- Pinzon, L.M., Powers, J.M., O'Keefe, K.L., Dusevish, V., Spencer, P. ve Marshall, G.W. (2011). Effect of mucoprotein on the bond strength of resin composite to human dentin. *Odontology*, 99(2), 119-128.

- Pisani-Proença, J., Erhardt, M.C., Amaral, R., Valandro, L.F., Bottino, M.A. ve Del Castillo-Salmerón, R. (2011). Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105 (4), 227-235.
- Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12th ed.). St Louis: Mosby.
- Reis, A., Rocha de Oliveira Carrilho, M., Schroeder, M., Tancredo, L.L. ve Loguercio, A.D. (2004). The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(1), 7-11.
- Retief, D.H. (1973). Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *Journal of Dental Research*, 52(2), 333-341.
- Retief, D.H., Bischoff, J. ve Van der Merwe, E.H. (1976). Pyruvic acid as an etching agent. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(3), 245-265.
- Roberson, T.M., Heymann, H.O. ve Ritter A.V. (2002). Introduction to composite restorations. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry* (s. 473-499). St. Louis: Mosby.
- Rueggeberg, F. ve Margeson, D.H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of Dental Research*, 69(10), 1652-1658.
- Rueggeberg F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry Supplement*, 25, 4-15.
- Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. ve Barone, A.C. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental materials*, 27(12), 1221-1228.

- Samad-Zadeh, A., Harsono, M., Belikov, A., Shatilova, K.V., Skripnik, A., Stark, P. ve diğerleri (2011). The influence of laser-textured dentinal surface on bond strength. *Dental Materials*, 27(10), 1038-1044.
- Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W.G. ve Pashley, D.H. (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1205-1211.
- Sarr, M., Kane, A.W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K.L., Peumans, M. ve diğerleri (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Operative Dentistry*, 35(1), 94-104.
- Sattabanasuk, V., Shimada, Y. ve Tagami J. (2004). The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Operative Dentistry*, 29(3), 333-341.
- Sattabanasuk, V., Shimada, Y. ve Tagami, J. (2006). Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(5), 311-318.
- Sauro, S., Mannocci, F., Toledano, M., Osorio, R., Pashley, D.H. ve Watson, T.F. (2009). EDTA or H3PO4/NaOCl dentine treatments may increase hybrid layers' resistance to degradation: a microtensile bond strength and confocal-micropermeability study. *Journal of Dentistry*, 37(4), 279-288.
- Scherrer, S.S., Cesar, P.F. ve Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), 78-93.
- Schiltz-Taing, M., Wang, Y., Suh, B., Brown, D. ve Chen, L. (2011). Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 36(1), 86-91.

- Schneider, L.F., Cavalcante, L.M., Silikas, N. ve Watts, D.C. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of Oral Science*, 53(4), 413-419.
- Sheikh, H., Heymann, H.O., Swift, E.J. Jr, Ziemiecki, T.L. ve Ritter, A.V. (2010). Effect of saliva contamination and cleansing solutions on the bond strengths of self-etch adhesives to dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 402-410.
- Shibuya-Chiba, Y., Iwasa, M., Tsubota, K., Miyazaki, M., Hirose, H. ve Platt, J.A. (2010). Influence of storage conditions of adhesive vials on dentin bond strength. *Operative Dentistry*, 35(5), 508-514.
- Shimada, Y., Yamaguchi, S. ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380-388.
- Shin, T.P., Yao, X., Huenergardt, R., Walker, M.P. ve Wang, Y. (2009). Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dental Materials*, 25(8), 1050-1057.
- Silva e Souza, M.H. Jr., Carneiro, K.G., Lobato, M.F., Silva e Souza, Pde A. ve de Góes, M.F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207-214.
- Silverstone, L.M., Saxton, C.A., Dogon, I.L. ve Fejerskov, O. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Research*, 9(5), 373-387.

- Solak, H. (1991). *Değişik pH Derecelerinde Çeşitli İyonların Minenin Madde Kaybına Etkileri*. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Solak, H., Tunca, Y.M., ve Nazaroğlu N.K. (1997). Gebelerde Tükürük Akış Hızındaki Değişimler. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimi Dergisi*, 3, 33-35.
- Solak, H., Tunca, Y.M., ve Nazaroğlu N.K. (1998). Gebelerde Tükürük Kalsiyum, Magnezyum, Fosfat, Sodyum ve Potasyum Miktarlarındaki Değişimler. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimi Dergisi*, 4, 17-21.
- Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F. ve Sluder, Jr, T.B. (2002). Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). *Sturdevant's Art Science of Operative Dentistry* (s. 15-61). St. Louis: Mosby.
- Suryakumari, N.B., Reddy, P.S., Surender, L.R. ve Kiran, R. (2011). In vitro evaluation of influence of salivary contamination on the dentin bond strength of one-bottle adhesive systems. *Contemporary Clinical Dentistry*, 2(3), 160-164.
- Swift, Jr, E.J., Perdigão, J. ve Heymann, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*, 26(2), 95-110.
- Takeya, M. (1984). Effect of acid etching on the human tooth enamel: improvement of its clinical application. *Dental Materials Journal*, 3(2), 220-245.
- Taskonak, B. ve Sertgöz, A. (2002). Shear bond strengths of saliva contaminated 'one-bottle' adhesives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 559-564.

- Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296-308.
- Tay, F.R., Pashley, D.H., Suh, B.I., Carvalho, R.M. ve Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 371-382.
- Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2005). Etched Enamel Structure and Topography: Interface with materials. G. Eliades, D.C.Watts ve T. Eliades (Ed.). *Dental Hard Tissues and Bonding* (s. 3-34). Hiedelberg: Springer.
- Titley, K.C., Chernecky, R., Rossouw, P.E. ve Kulkarni, G.V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear- bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology*, 43(4), 305-311.
- Townsend, R.D. ve Dunn, W.J. (2004). The effect of saliva contamination on enamel and dentin using a self-etching adhesive. *Journal of the American Dental Association*, 135(7), 895-901.
- Ulusoy, N., Bağış, Y.H. ve Yoldaş, Ç. (1998). Yeni nesil dentin bonding ajanların dentin yüzeyine uygulanma işlemlerinin SEM ile incelenmesi. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 4, 34-40.
- Vaidyanathan, T.K. ve Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B Applied Biomaterials*, 88(2), 558-578.
- Van Dijken, J.W. ve Hörsstedt, P. (1998). The effect of pretreatment with an oxalic acid solution on marginal adaptation to enamel in vivo. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(1), 75-80.

- Van Landuyt, K.L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. ve diğerleri (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P. ve VanHerle, G. (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*, 72(2), 495-501.
- Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26(1), 1-20.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. ve diğerleri (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach* (s. 183-260). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve diğerleri (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-121.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., ve Van Landuyt, K.L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17-28.

- Villela-Rosa, A.C., Gonçalves, M., Orsi, I.A. ve Miani, P.K. (2011). Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Brazilian Oral Research*, 25(2), 109-115.
- Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A. ve Walsh, J.T. Jr. (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser.-prepared dentin. *Journal of Dental Research*, 75(1), 599-605.
- Weinmann, W., Thalacker, C. ve Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68-74.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P. ve Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, 8(5), 310-319.
- Wilson, K.S., Zhang, K. ve Antonucci, J.M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26 (25), 5095-5103.
- Xie, J., Powers, J.M. ve McGuckin, R.S. (1993). In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dental Materials*, 9(5), 295-299.
- Yaman, B.C., Efes, B.G., Dörter, C., Gömeç, Y., Erdilek, D. ve Büyükgökçesu, S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(2), 136-139.
- Yeşilyurt, C. ve Bulucu, B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 1, 7(2), 26-36.

- Yoo, H.M., Oh, T.S. ve Pereira, P.N. (2006). Effect of saliva contamination on the microshear bond strength of one-step self-etching adhesive systems to dentin. *Operative Dentistry*, 31(1), 127-134.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H. ve diğerleri (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), 454-458.
- Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P. ve diğerleri (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 79(2), 709-714.
- Yousry, M.M., ElNaga, A.A., Hafez, R.M. ve El-Badrawy, W. (2011). Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence International*, 42(9), e96-e106.
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O. ve Lussi A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin*, 120(11), 972-986.

YAYINLAR

1. Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) yayınlar

Yilmaz, H.G., Kalender, A. ve Cengiz, E. (2010). Use of mineral trioxide aggregate in the treatment of invasive servical resorption: a case report. *Journal of Endodontics*, 36(1), 160-163.

Yilmaz, H.G., Cengiz, E., Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Leblebicioglu, B. (2011). Effectiveness of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity: a controlled clinical trial. *Journal of Clinical Periodontology*, 38(4), 341-346.

Yilmaz, H.G., Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Bayindir, H. ve Aykac, Y. (2011). Clinical evaluation of Er,Cr:YSGG and GaAlAs laser therapy for treating dentine hypersensitivity: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Dentistry*, 39(3), 249-254.

Yilmaz HG, Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Cengiz, E. (2011). Long-Term Effect of Diode Laser Irradiation Compared to Sodium Fluoride Varnish in the Treatment of Dentine Hypersensitivity in Periodontal Maintenance Patients: A Randomized Controlled Clinical Study. *Photomedicine and Laser Surgery*, 29(11), 721-725.

2. Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

Yilmaz, H.G., Cengiz, E., Kalender, A. ve Kurtulmuş-Yilmaz, S. (2011). Skleroderma'lı Hastaya Multidisipliner Yaklaşım ve 2 Yıllık Takip: Olgu Raporu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 4(4), 720-724.

Yılmaz, H.G., Bayındır, H., Cengiz, E. ve Berberoğlu, A. (2012). Dentin Hassasiyeti ve Tedavi Yöntemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15(1), 71-82.

Can-Karabulut, D.C., Er, F., Orhan, K., Solak, H., Karabulut, B, Aksoy, S., Cengiz, E., Basmacı, F. ve Aksoy, U. (2011). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyetindeki Yetişkin Popülasyonda Diş Gelişim Bozukluklarının Yaygınlığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 53(3), 154-161.

Can-Karabulut, D.C., Er, F., Orhan, K., Solak, H., Karabulut, B, Aksoy, S., Cengiz, E., Basmacı, F. ve Aksoy, U. (2011). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyetindeki yetişkin popülasyonda dişlerde görülen gelişimsel şekil ve boyut anomamllilerinin yaygınlığı. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 20(1), 40-50.

Can-Karabulut, D.C., Er, F., Orhan, K., Solak, H., Karabulut, B, Aksoy, S., Cengiz, E., Basmacı, F. ve Aksoy, U. (2011). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyetindeki Yetişkin Popülâsyonda Diş Gelişim ve Sürme Bozukluklarının Kentsel Kesimdeki Yaygınlığı. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 4(1), 459-464.

3. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Can-Karabulut, D.C., Solak, H., Cengiz, E. ve Karabulut, B. (March 2009). Modeling fluoride recharge profiles of restorative materials. [Poster]. 4th Congress of Conseuro, Seville.

Can-Karabulut, D.C., Solak, H., Orhan, K., Aksoy, S., Basmacı, F., Cengiz, E., Aksoy, U., Er, F. ve Karabulut, B. (September 2010). Prevalence of dental development anomalies in a Cypriote adult population in Northern Cyprus. [Poster]. FDI Annual World Dental Congress, Salvador Da Bahia.

Cengiz, E., Ulusoy, N., Kurtulmus-Yılmaz, S., Ozak., S.T., Yüksel, E. ve Solak, H. (October 2011). The effect of home bleaching agents on the surface roughness of five different resin composites. [Poster]. 5th Congress of Conseuro, İstanbul.

Kurtulmus-Yılmaz, S., Cengiz, E.,Yüksel, E., Ozak., S.T. ve Ulusoy, N. (October 2011). Color change of five resin composites exposed to 10% hydrogen perokside and carbamide perokside. [Poster]. 5th Congress of Conseuro, İstanbul.

Cengiz, E., Kurtulmus-Yılmaz, S. ve Ulusoy, N. (May 2012). Comparative evaluation on translucency characteristics of five different resin composites. [Poster]. 17th Congress of the Balkan Stomatological Society, Tirana.

4. Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Can-Karabulut, D.C., Er, F., Solak, H., Orhan, K., Cengiz, E., Aksoy, U., Basmacı, F., Aksoy, S. ve Karabulut, B. (Ekim 2010). Kuzey Kıbrıs Cumhuriyetindeki Yetişkin Popülasyonda Gelişimsel Diş Anomalileri. [Poster]. 15. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı, Trabzon.

5. Diğer yayınlar

Kalender, A., Can-Karabulut, D.C., Er, F. ve Cengiz, E. (2010). Restoratif Diş Hekimliğinde Ozon Terapisi. *Dişhekimliği Dergisi*, 96, 64-69.