



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
Eğitimde 40 Yıl

KUZHEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YAPIŞTIRMA SİMANLARINDA
PROANTOSİYANİDİN YÜZEY İŞLEMLERİNİN BAĞLANTI
DİRENCİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hekimi ŞİFA ATABEK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. A. NEHİR ÖZDEN

LEFKOŞA

2019

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dt. Şifa ATABEK

TEŞEKKÜRLER

Doktora eğitimine başlangıç aşamasından tüm eğitim süreci boyunca her türlü desteğini, yardımlarını ve ilgisini benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, hoşgörü ve sabrıyla aldığım kararlarda beni olumlu yönde etkileyen danışman hocam Prof. Dr. A. Nehir Özden'e sonsuz teşekkür ederim.

Akademik ve klinik çalışmalarında beni her konuda destekleyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi AD. Başkanı ve YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy'a çok teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince bilgilerini sabır ve samimiyetle sunan tüm Protetik Diş Tedavis Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri, Prof. Dr. Oğuz Ozan'a, Doç. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz'a, Yrd. Doç. Dr. Simge Taşar Faruk'a, Yrd. Doç. Dr. Ozay Önöral'a, Yrd. Doç. Dr. Burcu Günal Abduljalil'e, Yrd. Doç. Dr. Salım Ongun'a ve birarada çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarım ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanlarına sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum oda arkadaşlarım, kardeşlerim, Dr. Dt. Oqba Ghajghouj'a, Dr. Dt. Mohammed Saleh'e, Dt. Ammar Kayssoun'a, Dt. Mohammed Abu-jalala'ya, Dt. Wafa Richi'ye,

Öğrencilikten birlikte olduğumuz ve doktora hayatımızda daha da bağlanarak aile olduğumuz çok değerli kardeşim Dt. Çise Erozan'a çok teşekkür ederim.

Tez çalışmaların sırasında değerli yardımlarını benden esirgemeyen YDÜ Eczacılık Fakültesi Dekanı Prof. Dr. İhsan Çalış'a, Prof. Dr. K. Hüsnü Can Başer'e ve yardımlarıyla birlikte anlayışları için YDÜ Eczacılık Fakültesi araştırma görevlilerine ve değerli çalışanlarına teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında değerli yardımını ve desteğini benden esirgemeyen Prof. Dr. İlker Etikan'a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca olduğu gibi, eğitim hayatımda da bana en büyük desteği veren, aldığım kararlarda her zaman arkamda duran, karşılıksız sonsuz sevgilerini

benimle paylaşan, başarma gücü veren, bugnelere gelmemi sağlayan ve bana sonsuz güven duyan biricik annem, babam ve abime en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hayatıma girdiği günden beri sevgisini, sabrını, desteğini veren, özellikle doktora süresince çıktığım tüm yollarda benimle birlikte olup, elimi tutan canım nişanlım Tolga Cumalıgil’e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜRLER.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
RESİMLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xii
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Dental Simanlar.....	6
2.1.1.1. Daimi simanlar	7
2.1.1.2. Geçici simanlar.....	7
2.1.1.3. Fosfat siman - Çinko-fosfat siman	8
2.1.1.4. Fenolat esaslı simanlar	11
2.1.1.4.1. Çinko oksit-öjenol (ZOE) siman.....	11
2.1.1.4.1.1. Güçlendirilmiş çinko oksit-öjenol siman	12
2.1.1.4.1.2. Etoksibenzoik asit simanlar.....	13
2.1.1.4.2. Kalsiyum hidroksit salisilat simanlar	14
2.1.1.5. Polikarboksilat (Karboksilat) esaslı simanlar.....	15
2.1.1.5.1. Çinko polikarboksilat siman	15
2.1.1.5.2. Cam iyonomer siman	17

2.1.1.5.2.1. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar	19
2.1.1.5.2.2. Poliasit ile modifiye rezin simanlar	21
2.1.1.6. Kompozit rezin simalar	22
2.1.1.6.1. Işıkla polimerize olan rezin simanlar	23
2.1.1.6.2. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar.....	24
2.1.1.6.3. Kimyasal ve ışıkla (<i>Dual=İkili</i>) polimerize olan rezin simanlar.....	24
2.1.1.6.4. Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması	27
2.1.1.6.4.1. Asitlenen Ve Yıkanan (<i>Etch&Rinse</i>) Rezin Simanlar	27
2.1.1.6.4.2. Kendinden Asitli (<i>Self-Etch</i>) Rezin Simanlar	29
2.1.1.6.4.3. Kendinden Adezivli (<i>Self-Adeziv</i>) Rezin Simanlar	30
2.1.1.7. Kalsiyum aliminat cam iyonomer simanlar	34
2.2. Dental Simanların Diş Dokusu İle Bağlantısı	38
2.3. Üzüm (<i>Vitis Vinifera</i>) ve Proantosiyanidinler	43
2.3.1. Tıp alanında önemi.....	45
2.3.2. Kimyası ve genel özellikleri.....	45
2.3.3. Diş hekimliğindeki önemi	46
2.3.4. Dentin mekanik özelliklerine etkisi	46
2.4. Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	48
2.4.1. İn-vitro bağlanma testleri	48
2.4.1.1. Makaslama bağlanma direnci testi	49
2.4.1.2. Gerilim (çekme) bağlanma direnci testi	51
2.4.1.3. Mikrogerilim bağlanma testi	52
2.5. Kırılma yüzey analiz yöntemleri	53
3. GEREÇ VE YÖNTEM	55
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	55
3.2. Dentin Örneklerin Seçimi	57

3.3. Proanthosiyanidince Zengin Üzüm Çekirdeği Özütlelerinin Hazırlanması	57
3.4. Dentin Örneklerinin Hazırlanması	59
3.5. Bağlantı Direnci Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	60
3.6. Bağlantı Direnci Testi ve Kırık Modunun Belirlenmesi	67
3.7. İstatistiksel Analiz	68
4. BULGULAR	69
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	73
6. KAYNAKLAR	83

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%:	Yüzde
MPa:	Megapaskal
>:	Büyüktür
<:	Küçüktür
n:	Sayı
PA:	Proantosiyanidin
GSE:	Grape seed extract
Pa-rich GSE:	Proanthosiyanidin rich grape seed extract
pH:	Hidrojen gücü
Ca ⁺² :	Kalsiyum
HA:	Hidroksiapatit
PA-zengin ÜÇÖ:	Proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütü
ÜÇÖ:	Üzüm çekirdeği özütü
mm:	Milimetre
dk:	Dakika
ZnO:	Çinko oksit
MgO:	Magnezyum oksit
SnO:	Kalay oksit
BiO ₃ :	Bizmut trioksit
SiO ₂ :	Silisyum oksit
CuO:	Bakır oksit

MnO ₂ :	Manganezdioksit
Zn:	Çinko
mm ² :	Milimetre kare
° :	Derece
° C:	Santigrat derece
µm:	Mikrometre
Al ⁺³ :	Alüminyum
HEMA:	Hidroksi etil metakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
Bis-GMA:	Bisfenol diglisidilmetakrilat
TEGDMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
nm:	Nanometre
HF:	Hidroflorik
MDP:	Metakriloksidetil Dihidrojen Fosfat
PMMA:	Polimetilmetakrilat
HA:	Hidroksiapatit
-COOH:	Karboksilat grup
PCO:	Prosiyanidin oligomeri
g:	Gram
ml:	Mililitre
SiC:	Silisyum Karbür
N:	Newton
IQR:	Çeyrekler Açıklığı

min:	Minimum
max:	Maksimum
SBS:	Makaslama bağlanma direnci testi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Çinko-fosfat siman sertleşme reaksiyonu.	9
Şekil 2. Çinko oksit-Öjenol Siman sertleşme reaksiyonu.	11
Şekil 3. Çinko Polikarboksilat Siman sertleşme reaksiyonu.	16
Şekil 4. Makaslama ve çekme testlerinin uygulanışı.	49
Şekil 5. Makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü. .	50
Şekil 6. Gerilim bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.	52
Şekil 7. Mikro-gerilim test yönteminde kullanılan örnek şekilleri (a) düz çubuk, (b) dambıl şeklinde aşındırılmış, (c) kum saati şeklinde aşındırılmış.	53
Şekil 8. Kırık yüzey analiz sınıflamasının şematik gösterimi.	54
Şekil 9. Üzüm çekirdeği özütlerinin farklı konsantrasyonda hazırlanmasının şematik görüntüsü.	58
Şekil 10. Farklı konsantrasyonlardaki farklı simanların medyan değerleri.	71
Şekil 11. Örneklerin kırılma modlarının dağılımı.	72

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Makaslama bağlanma direnci test cihazı.	51
Resim 2. Çalışmada kullanılan simanlar (Panavia V5, Ketac Cem Plus, Ceramir C&B, GC Fuji Kapsül).	57
Resim 3. Üzüm çekirdeği özütleri.....	58
Resim 4. Dentin örneklerin hazırlanması.....	59
Resim 5. Ultradent simantasyon sistemi.	60
Resim 6. Çalışmada kullanılan etüv.....	61
Resim 7. CP, P6.5 ve P12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.	61
Resim 8. CC, C6.5 ve C12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.	62
Resim 9. CK, K6.5 ve K12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.	62
Resim 10. CG, G6.5 ve G12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.	62
Resim 11. Çalışmada kullanılan Panavia V5 simanın uygulanış şekli.	65
Resim 12. Çalışmada kullanılan Ketac Cem Plus simanın uygulanış şekli. ...	65
Resim 13. Çalışmada kullanılan GC Fuji1 Kapsül simanın uygulanış şekli. .	66
Resim 14. Çalışmada kullanılan Ceramir C&B simanın uygulanış şekli.	66
Resim 15. Makaslama bağlanma direnci testi düzeneği.	67
Resim 16. Kırılma modlarını belirlemede kullanılan stereomikroskop.	68

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 1. Rezin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması.	26
Tablo 2. Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması.	33
Tablo 3. Yapıştırma simanlarının endikasyonları.	38
Tablo 4. Çalışmada kullanılan materyallerin türleri ve kompozisyonları.	55
Tablo 5. Çalışmada kullanılan simanların uygulama yöntemleri.	63
Tablo 6. Farklı PA - zengin ÜÇÖ konsantrasyonları uygulanmış farklı simanların medyan, minimum (min), maksimum (maks) değerleri ve çeyrekler açıklığı (IQR).	69

ÖZET

Farklı Yapıştırma Simanlarında Proantosiyanidin Yüzey İşlemlerinin Bağlantı Direncine Etkisinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2019

Öğrencinin adı: Dt. Şifa Atabek

Danışman: Prof. Dr. A. Nehir Özden

Anabilim Dalı: Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Amaç: Bu çalışmada, 4 farklı siman grubuna (rezin siman, resin modifiye cam iyonomer siman, kalsiyum alüminat cam iyonomer siman, cam iyonomer siman) 2 farklı konsantrasyondaki proantosiyanidin içeren üzüm çekirdeği özütü uygulandıktan sonra dentin ile olan bağlantı dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. **Gereç ve Yöntem:** 180 adet çekilmiş molar dişten her grupta 15 örnek olacak şekilde rastgele seçilerek 12 farklı grup oluşturulmuştur (n:15). Bu dişler akrilik silindirler içerisine gömülmüştür. Her bir siman grubu kontrol (CP, CC, CK, CG), % 6.5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütü (P6.5, C6.5, K6.5, G6.5) ve % 12.5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütü (P12.5, C12.5, K12.5, G12.5) alt gruplarına ayrılmıştır. Üretici firmaların önerileri doğrultusunda simanlar uygulandıktan sonra makaslama bağlanma direnci testlerine tabi tutulmuştur. Sonrasında kırık yüzeyler stereomikroskop altında incelenmiştir. **Bulgular:** CP, CK, CC, CG gruplarının medyan (ortanca değeri) makaslama bağlanma dirençleri (MPa cinsinden) sırasıyla 14.13, 7.05, 4.87, 3.86; P6.5, G6.5, C6.5, K6.5 grupları için 13.98, 13.42, 6.21, 3.27 ve P12.5, C12.5, K12.5, G12.5 grupları için 15.08, 5.40, 3.10, 0.00 idi. CK ve K6.5 grupları K12.5 grubundan anlamlı bir farklılık göstermiştir (p <0.05). Ayrıca CG, G6.5 ve G12.5 grupları birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (p <0.05). **Sonuçlar:** % 6.5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütünün dentin yüzeylere uygulanmasıyla cam iyonomer simanların makaslama bağlanma dirençlerini arttırmıştır.

Anahtar kelimeler: Üzüm çekirdeği özütü; Dental simanlar; Makaslama bağlanma direnci; Biyoaktif materyal; Proantosiyanidin

ABSTRACT

Comparison Of The Effect Of Proanthocyanidin Surface Treatments On Shear Bond Strength Of Different Cements. Near East University, Institute of Health and Sciences, PhD Thesis, Lefkoşa, 2019

Student Name: Dt. Şifa Atabek

Supervisor: Prof. Dr. A. Nehir Özden

Department: Dentistry Faculty Department of Prosthodontics

Aim: This study aimed to compare the effect of proanthocyanidin-rich grape seed extract (Pa-rich GSE) in two different concentrations on the bond strength to dentin tissue for four different cement groups (resin cement (P), resin modified glass ionomer cement (K), calcium aluminate glass ionomer cement (C), glass ionomer cement (G)).

Material and Methods: One hundred and eighty dentin surfaces of the extracted molar teeth placed on acrylic cylinders were divided into 12 groups randomly ($n = 15$). Each cement group was further divided into control (CP, CC, CK, CG), 6.5% Pa-rich GSE (P6.5, C6.5, K6.5, G6.5) and 12.5% Pa-rich GSE (P12.5, C12.5, K12.5, G12.5) subgroups. In accordance with the manufacturer's recommendations the cements were applied. After shear bond tests, surfaces were examined under a stereomicroscope.

Results: Median shear bond strength (in MPa) of CP, CK, CC, CG groups were 14.13, 7.05, 4.87, 3.86; for the P6.5, G6.5, C6.5, K6.5 groups they were 13.98, 13.42, 6.21, 3.27; and for the P12.5, C12.5, K12.5, G12.5 groups they were 15.08, 5.40, 3.10, 0.00, respectively. CK and K6.5 groups showed a significant difference from the K12.5 group ($p < 0.05$). Also, CG, G6.5 and G12.5 groups were found statistically different from each other ($p < 0.05$). **Conclusion:** Applied to the dentin surface, 6.5% Pa-rich GSE enhanced the bond strength of glass ionomer cements.

Keywords: Grape seed extract; Dental cements; Shear strength; Bioactive material; Proanthocyanidin

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinde başarılı tedaviler yapabilmek için doğal dişlere, kaybedilen fonksiyonu ve görünümü yeniden kazandıracak uygun restoratif maddelerin kullanılması büyük önem taşır. Yapılan çalışmaların çoğu diş veya diş dokularındaki eksikliklerin giderilmesi için daha güvenle kullanılabilen restoratif materyallerin ve alternatif yöntemlerin bulunmasına yöneliktir. Protetik diş tedavisinde kullanılan materyaller; dayanıklı, sert ve yumuşak dokular ile biyolojik uyumluluğu yeterli, ağız hijyeni açısından üzerinde mikroorganizma tutunmasına ve üremesine imkan tanımayacak, fiziksel ve estetik gereksinimleri yeterince karşılayacak özellikte olmalıdır.

Sabit restorasyonlarda uzun dönem başarının elde edilebilmesi için tüm aşamalarda dikkatli olunması gerekmektedir. Bu aşamalarda sona gelirken karar verilmesi gereken önemli uygulamalardan biri de uygun yapıştırma ajanının seçilmesidir. 1879'lardan bu yana çinko fosfat simanın piyasaya sürülmesiyle birlikte protetik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan birçok siman ve uygulama teknikleri gelişmiştir. Polikarboksilat siman, dentine güçlü bağlanması ve erken dönemde düşük asidite göstermesi nedeniyle fosfat simana bir alternatif olarak gösterilmiştir. Cam iyonomer simanlar bunlara ek olarak flor salınım özelliği göstermesinden dolayı alternatifler arasında yer almaktadır. Rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanların, geleneksel cam iyonomer simanların bağlantı ve flor salınım özelliklerine ek olarak fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve buna bağlı olarak oluşabilecek bağlantı hataları gibi komplikasyonlar en aza indirgenmiştir. Dental simanlarda, çözünürlük ve bağlantı direnci düşüklüğü gibi dezavantajların önlemine almak için rezin kompozitler, dental simanların yapısına katılmıştır (Pameijer, 2012).

Yapılan restorasyonların estetiğini kullanan materyaller, bu materyallerin rengi gibi faktörler etkilemektedir. Bu faktörlerin dışında hastaların taleplerine bağlı olarak da yapılan restorasyonun estetiği gelişebilmektedir. Bu estetik başarının sağlanmasında önemli bir diğer faktör de dental simanlardır. Öte yandan diş hekimliğinde minimal invaziv yaklaşımların kullanılması büyük önem taşımaktadır. Bu yaklaşım, mikro ve makro düzeyde yeni restoratif özelliklerin doğmasını ve bu bakış açısıyla birlikte biyoaktif simanların gelişmesini sağlamıştır. Biyoaktif bir

materyal, simüle edilmiş bir vücut sıvısının varlığında yüzey katmanı olarak apatit benzeri bir yapının oluşmasına neden olan bir materyal olarak tanımlanmaktadır (Jefferies ve ark., 2015).

Kalsiyum alüminat ve cam iyonomer içeren su bazlı bir hibrid bileşim olan bir cam iyonomer modifiyeli biyoseramik siman, distile su ile karıştırılmıştır. Geleneksel cam iyonomer siman sertleşme reaksiyonuna benzer şekilde asit-baz reaksiyonu oluşturan bu siman, karıştırıldıktan hemen sonra hafifçe asidik (pH 4) olup, 1 saat sonra nötralize olmaktadır. Üç veya dört saat sonra ise materyal 8,5'lik bazik bir pH'ya ulaşır bu pH'da kalmaktadır (Pameijer, 2012).

Dental simanları biyoaktif bir malzeme olarak kabul etmek için, simanların fosfat içeren çözeltilerle temas etmesiyle yüzeyde apatit oluşturmaları gerekmektedir (Löf ve ark., 2008). Temel olarak uygun pH değerinin sağlanması, materyallerin biyouyumluluk profili için çok önemlidir. Ayrıca, materyallerin biyoaktivitesine katkıda bulunan Ca^{+2} iyonlarını aşırı miktarda üretmesi, kalsiyum alüminat cam iyonomer siman yapısını iyileştirmekte ve iyonomerin zamanla oluşan sızdırma problemini önlemektedir. Bu kalsiyum alüminat cam iyonomer siman, cam iyonomer ile karşılaştırılabilir bir ilk florür salımına sahip olup zamanla flor salınım özelliği azalmaktadır (Pameijer, 2012).

Engstrand ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma sonucunda, kalsiyum alüminat esaslı dental simanın hidroksiapatit (HA) oluşumu için iyi bir ortam sağladığı gösterilmiştir. Ayrıca, insan tükürüğünün, siman yüzeyinde HA gelişimini tetiklemek için yeterli miktarda kalsiyum ve fosfat iyonları içerdiği belirtilmiştir (Engstrand ve ark., 2012).

Zmener ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, biyoaktif malzemenin sızdırmazlık özelliklerini belirlemek için rezin modifiye cam iyonomer siman (Rely X Luting Plus) ve cam iyonomer siman (Ketac™ Cem) ile bir karşılaştırma yapılmıştır. Biyoaktif siman ile rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki bakteri sızdırmazlığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Zmener ve ark., 2013).

Adeziv restorasyonlar çürük ve kırık diş dokusunun tedavisi gibi birçok durumlarda tercih edilmektedir. Simanların dentin yüzeyine bağlanması, hem diş dokusunun korunması hem de restorasyonun uzun ömürlülüğü için çok önemlidir.

Adeziv sistemler önemli ölçüde iyileştirilmiş olmasına rağmen, dentin organik matriksi, artık hidroksiapatit kristalleri ve yapıştırma ajanlarının oluşturduğu karışımı içeren bağlanmış arayüz, hala adeziv restorasyonların en zayıf bölgesini oluşturmaktadır (Castellan ve ark., 2010).

Ek olarak, endojen proteolitik enzimlerin bileşenleri, oral sıvı ve bakteri ürünleri de arayüzdeki bağlantının bozulmasında rol oynamaktadır (Hashimoto ve ark., 2003).

Tip I kollajen fibrilleri, dentin organik matrisinin% 90'ını oluştururken, % 10'u proteoglikanlar ve fosfoproteinler gibi kollajen olmayan proteinlerden oluşmaktadır (Goldberg ve ark., 2011). Eksojen kollajen çapraz bağlayıcıların uyarılmasıyla mekanik stabilitenin artacağı ve kollajenin biyoçözünürlük (*biodegradation*) oranının azalacağı tahmin edilmektedir (Al-Ammar ve ark., 2009).

Glutaraldehit gibi sentetik ajanların ve genipin, proantosiyanidin gibi doğal oluşumların, eksojen kollajen çapraz bağlayıcıları indüklediği bildirilmiştir (Tang ve ark., 2013).

Doğal bir kollajen çapraz bağlayıcı olan proantosiyanidin, hidrojen ve kovalent bağları nedeniyle kollajen gibi prolin bakımından zengin proteinleri kolayca çökeltebilmektedir (Tang ve ark., 2013).

Üzüm çekirdeği ve kakao, en zengin proantosiyanidin kaynaklarındandır, ayrıca birçok çiçek, meyve, kuruyemiş, tohum ve sebzelerde de bulunmaktadır. Proantosiyanidin bakımından zengin üzüm çekirdeği özütünün (PA-zengin ÜÇÖ), demineralize dentinin mekanik özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir (Odthon ve ark., 2015).

Bu çalışmada, proantosiyanidin içeren farklı konsantrasyonlardaki üzüm çekirdeği özütlerinin (% 6.5 ve% 12.5 w/v) dentin yüzeylere uygulanmasıyla farklı simanların makaslama bağlanma dirençleri üzerine etkisini araştırmak amaçlanmıştır. Pa-zengin ÜÇÖ'nün farklı simanların bağlanma kuvveti üzerinde bir etkisinin olacağı ve gruplar arasında farklılıklar bulunacağı çalışmanın hipotezlerini oluşturmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Simantasyon, diş ve restorasyon arasındaki boşluk kapatılarak restorasyonun ağızda kalması için bağlantı oluşturmak amacı ile yapılan işlemi ifade eder. Restorasyonun başarılı olması için kullanılan teknik ve materyaller önemlidir (Yavuzer, 2013: 12). Diş hekimliğinde siman, protetik restorasyonlar ve indirekt restorasyonların simantasyonu için ortodontik bant ve apareylerin yapıştırılma işlemlerinde, kaide materyali, restoratif materyal ve endodontik dolgu patı gibi çeşitli amaçlarla kullanılır (O'brien ve ark., 2000).

Az siman kullanılması yetersiz retansiyon ile mikrosızıntıya sebep olabilmekteyken; fazla siman kullanımı da restorasyonun yerine oturtulamaması, peri-implant dokuların zarar görmesi ve taşan simanın temizliği gibi durumlara neden olmaktadır (Wadhwani ve ark., 2012).

2.1. Dental Simanlar

Sabit protezlerin başarısızlık sebeplerinin değerlendirildiği çalışmalarda desimantasyon en fazla görülen sorunlardan biri olarak belirtilmektedir (Özyetim, 2018). 1800'lerin sonuna doğru alümina-silikat cam ile fosforik asit likitinden oluşturulan silikat simanlar geliştirilmiştir. Çözünürlüklerinin yüksek olmasıyla birlikte bu simanların 1950'lere dek kullanıldığını belirtmek gerekir. 20. yüzyılın başlarında çinko fosfat, çinko oksit ojenol ve silikofosfat siman kullanımı yaygınlaşsa da, 1970'lerde polikarboksilat siman, ardından cam iyonomer siman, sonra da rezin modifiye cam iyonomer siman ile rezin simanların gelişimiyle bu simanların kullanımının azaldığı görülmektedir (Köseler, 2017).

2.1.1. Geleneksel simanlar

Simanlar, gerekli durumlarda protezin kolaylıkla çıkarılmasını sağlayacak kadar zayıf, ancak protezin tutuculuğunu uzun süre koruyacak kadar güçlü olmalıdırlar (Sadan ve ark., 2004).

Yapıştırma amaçlı simanlar geçici ve daimi olmak üzere iki farklı amaçla uygulanmakta ve bu amaca uygun olarak farklı yapılarda üretilmektedir. Daimi yapıştırma ajanı olarak kullanılan simanların mekanik ve çözünürlük özelliklerinin

daha dirençli olması, geçici amaçlı kullanılan simanların ise kolayca çıkarılabilmesi için daha dayanıksız olması tercih edilir.

2.1.1.1. Daimi simanlar

Çinko fosfat siman, adeziv özelliği yetersiz olmasına rağmen ilk üretildiği 1879'dan günümüze kadar tercih edilen siman özelliğini kaybetmemiştir. Polikarboksilat siman ise dentine bağlanabilme ve daha düşük erken dönem asiditesi gibi avantajları nedeniyle fosfat simana alternatif olarak görülmektedir. Simanların özellikle çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla, bağlantı ajanları ile birlikte kullanılan rezin kompozit simanlar geliştirilmiştir. Ancak bu simanların kullanımından önce dentine pürüzlendirme işlemi yapılmasının ardından *primer* ve adezivlerin uygulanması, restorasyonların simante edilmesi için gereken süreyi arttırmanın yanısıra, materyallerin çeşitliliği yapıştırma simanının maliyetini de arttırmaktadır.

Flor salınımı özellikleri nedeniyle yeni çürük oluşumunu önleyen ve kıymetsiz metallerle diş dokusuna bağlanabilme gibi avantajlarıyla, cam iyonomer simanlar da alternatifler arasında yer almaktadır. Resin modifiye cam iyonomer simanlar ise, geleneksel cam iyonomer simanların adezyon ve flor salınım özelliklerine ilaveten, iyileştirilmiş fiziksel özellikleriyle, simanın koheziv başarısızlığından kaynaklanan problemleri azaltmaktadır. Cam iyonomer simanların sınıflamasında yer alan poliasit modifiye kompozit rezinler ise adeziv bağlantıyı güçlendirme ve *dual* sertleşme özelliği nedeniyle çalışma zamanını uzatma gibi avantajları mevcut olmasına rağmen, klinik çalışma sonuçları oldukça azdır. Resin modifiye cam iyonomer ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin gelişimi bir terminoloji karışıklığını da beraberinde getirmiştir. Resin iyonomer, kompomer, hibrit iyonomer, resin-modifiye cam iyonomer gibi diğer birçok terim bu simanları ifade etmek için kullanılmaktadır.

2.1.1.2. Geçici simanlar

Daimi restorasyonların yapım aşamasında hastanın estetik, fonksiyon ve fonasyon ihtiyaçlarının karşılanması amacıyla yapılan restorasyonların geçici

yapıştırılması amacıyla, bu simanların kullanımı söz konusu olmaktadır. Diş dokusundan kolay uzaklaştırılabilmeleri, düşük maliyetleri ve hassasiyet giderici özellikleri nedeniyle çinko oksit öjenol (ZOE) simanlar sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak öjenol, rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanımı ve rezin kor yapımında, polimerizasyonu önlediğinden, piyasada kalsiyum hidroksit veya bakteriyel birikimi önleyen bazı ürünler içeren, öjenolsüz geçici yapıştırma ajanları da mevcuttur.

Simanlar temel olarak daimi ve geçici simanlar olarak sınıflandırılırlar da bir diğer sınıflama da kimyasal içeriklerine göre yapılmaktadır ve esas sınıflama olarak kabul görmektedir. Söz konusu sınıflama şöyledir:

I. Fosfat siman

II. Fenolat simanlar:

1.Çinko-oksit-öjenol (ZOE):

- a. Güçlendirilmiş çinko oksit-öjenol siman
- b. Etoksibenzoik asit (EBA) simanlar

2. Kalsiyum hidroksit salisilat simanlar

III. Polikarboksilat simanlar:

1. Çinko-polikarboksilat siman
2. Cam iyonomer siman

IV. Resin simanlar

2.1.1.3. Fosfat siman - Çinko-fosfat siman

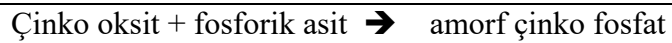
Su içerikli siman olarak bilinen fosfat siman en eski siman olmasına rağmen popülerliğini kaybetmeden kullanılmaktadır. Mekanik özelliklerinin iyi olmasına karşın, hazırlandığı andaki asiditesinin yüksek olması kullanımını kısıtlamıştır. Bu dezavantajına rağmen, post-kor sistemlerinde ve birkaç üyeden fazla üyeli köprülerin simantasyonunda endike olan simanlardandır. Asidite özelliği nedeniyle preparasyon ve çürük sonucu pulpaya olan mesafenin azaldığı vakalarda, simanın altında kaide materyallerinin kullanımı, hastada oluşabilecek hassasiyeti önlemek için önerilmektedir.

Toz ve likit halinde piyasaya sunulan siman, asit-baz reaksiyonu sonucu sertleşmektedir (Şekil 1.).

Toz kısmın ana bileşenini çinko oksit (ZnO) oluşturmaktadır. Magnezyum oksit (MgO), silisyum oksit (SiO₂) ve bizmut trioksit (BiO₃) gibi maddeler de toz kısma eklenmiştir. Ayrıca renk verici metal oksitlerden bakır oksit (CuO), mangan dioksit (MnO₂) de toz kısmı oluşturan maddeler içinde yer almaktadır (Anusavice ve diğerleri,2003).

Ortofosforik asit solüsyonunun oluşturduğu likite alüminyum (Al) ve zaman zaman da çinko (Zn) gibi bileşenler de eklenebilmektedir. Bu maddelerin eklenmesiyle likit asiditesi azaltılarak daha nötralize ve yumuşak likit aktivitesi sağlanmış olmaktadır. Simanın şekillendirilebilmesi için alüminyum kullanılırken, çinko toz ile likitin moderatörü ve çalışma süresini ayarlayan bir maddedir. Ayrıca çinko, fosfat simanın likitine yüksek oranda toz ilave edilmesine olanak sağlayarak simanın özelliklerini uygun seviyede tutmaktadır. %85 fosforik asit içeren asit solüsyonlarının yanında likitin %1-3'lük kısmını su oluşturmaktadır. Sertleşme süresi ile su arasında çok bir bağlantı olmasa da likite su eklenmesi ve likitten su kaybının olması, mekanik özelliklerle birlikte fiziksel özellikler de etkilenmektedir. Siman şişesinin kapağının açık olması likitin su ve asit oranını değiştirmektedir. Bu nedenle karıştırma işlemi öncesi likit kapağının kapalı tutulması gerekmektedir (Anusavice ve ark., 2003).

Artık çinko oksitleri içeriğinde bulunduran fosfat matriks sertleşmiş simanın kor yapısını oluşturmaktadır. Bu çinko oksitler ve siman içerisinde bulunan diğer bileşenler amorf çinko fosfat ile bağlanmaktadır.



Şekil 1. Çinko-fosfat siman sertleşme reaksiyonu.

(Alla ve ark., 2014).

Karışımın başarısını ve dayanıklılığını toz-likit oranıyla birlikte karıştırma süresi de etkilemektedir. Karıştırma için siman camının temiz olması ve nemli olmaması gerekmektedir. Toz-likit oranı öneriler doğrultusunda cam üzerine

konulduktan sonra, likite azar azar toz eklenerek karıştırmaya başlanmalıdır. Tozun bölünerek likite yavaşça karıştırılması, siman asiditesinin az da olsa azaltılmasını sağlamaktadır. Karıştırma işlemi 1.5 dakikada bitirilmelidir. Simanın dayanıklılığını arttırmak için toz miktarının fazla olması gerekmektedir. Bu yüzden siman camının soğutulmasıyla %50 daha fazla oranda toz likite eklenebilmektedir. Oda standartlarında 3-6 dkda sertleşen siman, ağız ortamında bu süre 5-9 dkya çıkmaktadır.

Su bazlı simanlarda karıştırmanın sertleşme üzerindeki etkileri:

1. Karıştırma sırasındaki sıcaklık ne kadar düşükse sertleşme süresi de o kadar uzundur. Bu sıcaklık karıştırma camını soğutmak suretiyle kontrol edilir. Cam sıcaklığı karışımın kıvamını etkiler.
2. Toz ne kadar yavaş eklenirse sertleşme süresi o kadar uzar.
3. Karıştırma süresi ne kadar uzun ise sertleşme süresi o kadar uzar.
4. Toz-likit oranı arttıkça sertleşme hızı artar, simanın kıvamı yoğunlaşır, sertleşme süresi kısalır, yüksek direnç, düşük çözünürlük elde edilir ve siman yapısındaki serbest asidite azalır.

Fosforik asitten dolayı ağıza yerleştirildiği andaki asiditesi yüksektir. Karıştırılmayla birlikte başlayan 3 dklık zaman diliminde simanın pH'sı yaklaşık 3-5 iken daha sonra bu pH hızlıca artmakta ve 24-48 saat içerisinde nötralize olmaktadır. Simantasyon işleminden sonra ağrı hissedilmesi, simanın asiditesine ve siman sıvısının dentin kanallarındaki osmotik hareketlenmeye bağlanmaktadır. Yaklaşık 3-5 dk süren yüksek asidite, derin kavitelerde pulpa irritasyonuna neden olabilmektedir. Sertleşme süresinin hızlandırılmasıyla toz miktarının arttırılması, pulpal irritasyonu azaltabilen durumlar arasında sayılmaktadır. Ayrıca pulpa üzerinde 1 mm'den daha az dentin bulunan durumlarda kalsiyum hidroksit içerikli bir materyal ile kapaklama yapılması önerilmektedir (Alla ve ark., 2014).

Çinko fosfat simanın avantajları arasında karıştırma kolaylığı bulunmaktadır. Ayrıca toz-likit oranının düşük tutulmasıyla elde edilen ince kıvamlı karışımla bile, simanın klinik başarısı ve direnci için yeterli olabilmektedir.

Diğer yandan çinko fosfat simanın dezavantajları arasında, pulpa irritasyonu, antibakteriyel özelliğinin olmaması, kırılabilirliği, bağlantı zayıflığı ve tükürüklü ağız ortamında çözünürlüğünün fazla olması yer almaktadır (Ferrance, 2001).

2.1.1.4. Fenolat esaslı simanlar

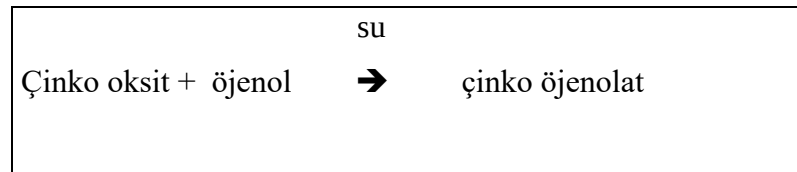
Fenolat esaslı simanlar iki ana başlık altında incelenmekte olup bunları çinko oksit-öjenol siman ve kalsiyum hidroksit salisilat siman oluşturmaktadır. Çinko oksit-öjenol siman ise kendi içerisinde güçlendirilmiş çinko oksit-öjenol ve etoksibenzoik asit (EBA) simanlara ayrılmaktadır.

2.1.1.4.1. Çinko oksit-öjenol (ZOE) siman

Geçici simanlar arasında yer alan bu siman, geçici dolgu ve derin kavitelere kaide materyali olarak da kullanılmaktadır.

Toz kısmın neredeyse tamamını çinko oksit oluşturmaktayken bazılarında eser miktarda silika gibi doldurucular da bulunabilir. Asetat veya sülfat içerikli çinko tuzları simanın sertleşmesini hızlandırmak için toz kısımda yer almaktadır.

ZOE simanın likit kısmını, saf öjenol ve yağ oluşturmaktadır. Suya %1'den az olacak şekilde alkol ve asetik asit eklenerek, simanın sertleşme reaksiyonu hızlandırılabilir. Çinko öjenolat oluşturmak için çinko oksit ile öjenol kimyasal tepkimeye girmektedir (Şekil 2.).



Şekil 2. Çinko oksit-Öjenol Siman sertleşme reaksiyonu.

(O'Brien, 2002).

Reversibl sertleşme reaksiyonu gösteren bu simanın, sertleşmesi için su gerektiği ve çinkonun da sertleşmeyi çabuklaştırdığı bilinmektedir. Yukarıda bahsedilen kimyasal tepkimenin tersi yani çinko öjenolattan çinko oksit ve öjenolün oluşması, simanın ağız ortamında hidrolize olmasıyla rahatlıkla gerçekleşmektedir. Bu

durum simanın ağız sıvılarında kolayca çözünebildiğini açıklamaktadır (O'Brien, 2002).

Öjenolün çinko oksit üzerinde oluşturduğu ısı artışından dolayı, yoğun kıvamlı bir siman karışımı için hazırlık hızlı ve karıştırma süresinin uzun olması gerekmektedir.

Derin prepare edilmiş dentin dokusunun üzerine uygulanmış simanın öjenol içeriğinden kaynaklı ağrıları dindirici özelliği bulunmaktadır. Ayrıca çevreyle olan ilişkiyi kesme gibi *sealing* özelliğiyle birlikte antibakteriyel etkisi de bulunmaktadır. Antibakteriyel özellik, pulpa üzerinde tedavi edici etki göstermesine karşın direkt kontakta iritan olabilmektedir. Bunun yanında öjenol alerjik reaksiyonların gelişmesine de neden olabilmektedir.

Bilindiği üzere avantajları arasında pulpal yatıştırıcı, sealing ve marjinal sızıntıya karşı direç özelliği bulunmaktadır.

Düşük dayanım ve aşınmanın yanında çözünürlülüğünün ağız ortamında fazla olması dezavantajlarından (Noort, 1994).

2.1.1.4.1.1. Güçlendirilmiş çinko oksit-öjenol siman

Daimi yapıştırma materyali dışında kaide materyali ve geçici restoratif materyal olarak da kullanılmaktadır.

Toz kısmın büyük bir oranını çinko oksit oluştururken bunun geri kalan kısmında hızlandırıcıyla birlikte polimetilmetakrilat, polistren veya polikarbonat gibi doğal-sentetik rezinler bulunmaktadır.

Öjenol, hızlandırıcı asetik asit ve çözünmeye uğramamış rezinler, timol gibi mikroorganizma oluşumunu engelleyen ajanlar güçlendirilmiş çinko oksit öjenol simanın likitini oluşturmaktadır.

ZOE simanla benzerlik gösteren sertleşme reaksiyonunda rezinlerle çinko oksit tepkimeye girmekte ve tepkime süresi devam ettikçe güçlenmiş matriks ortaya çıkmaktadır (Smith ve Williams, 1982).

Diğer simanlardan farklı olarak toz miktarının daha fazla olduğu bir karışım elde edilmelidir. Temiz, kuru aletler ve siman camıyla çalışılması gerekmektedir. Karıştırma işleme hızlı olması gerekirken toz kısım ilave edilirken dikkatli olunması gerekmektedir. Başlangıçta toz büyük miktarda karışıma katılabilirken daha sonra azar azar ilaveler yapılarak gerekli miktardaki toz karışıma eklenmelidir. Taşan simanların temizlenmesi için tam anlamıyla sertleşme olmadan yapılması gerekmektedir. Aksi durumlarda kırılğan yapısı nedeniyle simanın temizlenmesi zor olmaktadır.

Temas etmiş olduğu dokularda inflamatuvar etkisinin olması, geleneksel ZOE simanlardan ayıran biyolojik özelliklerindendir.

Avantajları arasında biyolojik etkilerinin az olması ve ilk başlarda sağlamış olduğu kapaklama özelliği yer almaktadır.

ZOE simana göre daha az dayanıklı olması ve çözünürlüğünün fazla olması en önemli problemlerindendir (Craig, 1997).

2.1.1.4.1.2. Etoksibenzoik asit simanlar

Çinko oksit öjenol simanların özelliklerini geliştirmek amacıyla farklı şelasyon ajanları eklenerek oluşturulan simanlardır. En çok orto-etoksibenzoik asit içerenler siman ve kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak yağ asitleri kullanılarak kokusu azaltılan öjenolsüz simanlar da geliştirilmiştir.

EBA'nın %20-30'unu alüminyum oksit gibi mineral doldurucular oluştururken çinko oksit, toz kısmın esasını oluşturmaktadır. Çoklu güçlendirici ajanlardan polimetilmetakrilat da toz kısımda bulunabilmektedir.

Likit kısmın hemen hemen yarısını etoksibenzoik asit oluşturmakta iken diğer yarısını öjenol oluşturmaktadır.

Öjenol ve çinko oksit şelat tuz formu oluşturması, EBA'nın tam anlamıyla bilinmeyen sertleşme mekanizmasında yer almaktadır. EBA, 7-13 dakikada ağız ortamında sertleşmektedir (Craig, 1997).

Manipölasyonu, yapısına polimer katılarak güçlendirilen çinko oksit öjenol simanla benzerlik göstermektedir. Diğer simanlarda da olduğu gibi toz miktarın arttırılmasıyla siman özellikleri gelişmektedir. Dolayısıyla toz-likit oranına dikkat edilmelidir. İdeal bir karışım için 2 dakika boyunca hızlı bir karıştırma işlemi yapılmaz. Uzun çalışma süresine sahip simanın akışkanlığı basınçla kolayca akmasını sağlamaktadır. Simanın en yüksek bağlantı direncine ulaşabilmesi için 1-2 gün geçmesi gerekmektedir.

Biyolojik özellikleri geleneksel çinko oksit öjenelle benzerlik göstermektedir.

Kolay karıştırılması, çalışma süresinin uzun olması ve ideal akıcılığa sahip olması avantajları arasında yer alırken bunlara ek olarak pulpa irritasyonu diğer simanlara göre en aza indirilmiştir. Çinko fosfat siman ile yakın film kalınlığı oluştururken bağlantı dirençleri de benzerdir.

Hassas olunması gereken en önemli şeylerden biri olan toz-likit oranı dezavantajlarından sayılabilir. Tükürkle hidrolitik çözünmeye uğraması ve çinko fosfattan düşük tutuculuk göstermesi diğer dezavantajlarındandır. Bu dezavantajlarından dolayı çok fazla kuvvet almayan ve uyumluluğu iyi olan restorasyonların yapıştırılmasında tercih edilmektedir (Smith ve Williams, 1982).

2.1.1.4.2. Kalsiyum hidroksit salisilat simanlar

Yıllardır remineralize dentin oluşturarak pulpa kaplaması sağlayan kalsiyum hidroksit simanın önemli bir siman olduğu bilinmektedir. Bu özelliği bazik pH'ya sahip olmasına, antibakteriyel özellik göstermesine ve bakterilerin oluşturduğu enzimleri bloke etmesine bağlanabilmektedir. Sertleştiği zaman kırılğan olması ve manipülasyon zorluğu nedeniyle kavitelerde liner amaçlı kullanılmaktadır.

İki pat halinde piyasaya sunulmuştur. Bunlardan birinin içerisinde kalsiyum hidroksit, çinko tuzları ve çinko oksit bulunmaktadır. Diğerinde ise sıvı olarak bütan-1,3-diolün disalisilat esterile birlikte titanyum dioksit, kalsiyum sülfat ve radyopaklığı sağlayan kalsiyum tungstat yer almaktadır.

Çinko oksit-öjenol simanın tepkimesine benzer bir şelasyonla çinko oksit salisilat ester ile kalsiyum tepkimeye girmektedir. Hızlandırıcılarla bu reaksiyon

hızlandırılabilir. Her iki pattan da eşit miktarda alınarak homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırılmalıdır.

Kalsiyum hidroksitin serbest kaldığı durumlarda antibakteriyel etki sağlanmakta ve çürük dentine karşı tamir dentini oluşmasına yardımcı olmaktadır. Pulpa perforasyonlarında etkisi ZOE'ye göre daha iyi olup, asitleri nötralize edip, çeşitli ajanların dentine geçişinde bariyer görevi yapmaktadır.

Uygulama kolaylığı, kapaklama etkisi ile çürük dentin ve perfore pulpa üzerindeki olumlu etkisi avantajları arasında yer almaktadır.

Plastik deformasyona uğraması ve düşük direnç göstermesi dezavantajlarından bazılarıdır. Bunlara ek olarak nem varlığında çözünürlüğünün hızlı olması da sayılabilir. Son zamanlarda kompozit rezinlere kalsiyum hidroksit eklenerek polimerizasyonla sertleşen simanlar geliştirilmiştir.

2.1.1.5. Polikarboksilat (Karboksilat) esaslı simanlar

2.1.1.5.1. Çinko polikarboksilat siman

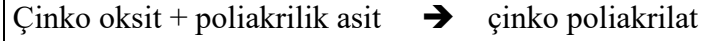
Diş yapısına adezyon gösterir; su bazlı simanlar arasında yer alır. Mineye bağlanma özellikleri daha fazladır. Fosfat simanın direnç özellikleriyle çinko oksit-öjenol simanın biyolojik avantajını biraraya getiren adeziv simanlar şeklinde 1960'lerde geliştirilmiştir.

Bileşim ve sertleşme reaksiyonu:

Toz: Çinko-fosfat siman tozuyla aynıdır. Esas olarak ZnO ile bir miktar MgO içerir. MgO yerine SnO bulunabilir. Ayrıca yapısındaki SnF, dayanıklılığı artırır ve çürük önleyici özellik kazandırır.

Likit: Poliakrilik asit ile kopolimerlerin sulu çözeltisidir. Polimerin molekül ağırlığı yüksek olduğundan, likitin kıvamı yoğundur.

Çinko oksit poliakrilik asitle reaksiyona girerek, çapraz bağlı yapıda çinko poliakrilatı oluşturur. Sertleşmiş siman, amorf ve jele benzer matrisle bağlı olan artık çinko oksit partiküllerinden oluşur (Şekil 3.).



Şekil 3. Çinko Polikarboksilat Siman sertleşme reaksiyonu.

(Anusavice, 2000)

Mine ve dentine bağlanma açısından çinkofosfat simandan üstündür (hidrofilik yapıları nedeniyle). Dişe yapışmasına rağmen döküm restorasyonlara bağlanması çinko-fosfat ve takviyeli ZOE simandan daha zayıftır (Sakaguchi, 2011).

Manipülasyon: Toz likit oranı dikkatlice ayarlanıp, 30-40 sn içinde hızlıca karıştırılmalıdır. Siman parlakken restorasyon içine yerleştirilir. Simantasyon kıvamı çinko oksite göre daha yoğundur; ancak akış kıvamının farklı olması nedeniyle, basınç altında kıvamı incelir. Su bazlı diğer simanlarda olduğu gibi likit, su kaybına sebep vermeyecek şekilde, kapağı sıkıca kapalı olarak saklanmalıdır; aksi halde kıvamı daha da artar. Toz ve likitin soğuk ortamda saklanması sertleşme süresini ve çalışma zamanını uzatır. Çalışma zamanı oda sıcaklığında 2.5-3.5 dakikadır; 37°C’de 6-9 dk. arasında sertleşir.

Biyolojik özellikler: Bu siman likitinin pH’sı yaklaşık 1.7’dir. Ancak toz ile hızla nötralize olur. Karışımın pH’sı sertleşme reaksiyonu ilerledikçe artar. Pulpa irritasyonu açısından fosfat simandan olan üstünlüğü tartışılmaz; bunun yanı sıra pulpa üzerinde çinko oksit-öjenole yakın veya daha az etki gösterir. Pulpa üzerindeki olumlu etkisi; düşük toksisitesinin yanı sıra, (1)simanın pH’sının çabuk nötralize olması, (2) poliakrilik asidin lokalizasyonu ve molekül boyutu nedeniyle difüzyonu sınırlaması ve dentin sıvıları ve proteinleriyle iyon bağlantısı kurması ve (3) simana cevap olarak dentin sıvısının hareketinin minimum düzeyde olması sonucunda ortaya çıkar. Yapısındaki florun antikaryojenik etkisi olduğu ileri sürülür (Charlton ve ark., 1990).

Avantaj ve dezavantajlar: Çinko fosfat simana göre daha düşük toksisite, diş dokuları ve alaçımlara daha iyi bağlanabilme, kolay manipulasyon, direnç, çözünürlük ve film kalınlığına sahip olmaları en önemli avantajlarıdır.

En iyi özellikleri elde edebilmek için toz-likit oranının ve manipülasyonunun kritik oluşu, çinko fosfat simana göre daha düşük sıkışma direnci ve daha yüksek viskoelastisite göstermesi, daha kısa çalışma zamanı ve adezyon potansiyeli için temiz yüzeylere ihtiyaç duyması dezavantajları arasındadır.

2.1.1.5.2. Cam iyonomer siman

1970'li yıllarda poliakrilat ve silikatın birleşmesiyle cam iyonomer simanlar gündeme gelmiştir. Cam iyonomer simanların kullanım alanı oldukça geniştir. Süt dişlerin restorasyonlarında sıkça kullanılmakla birlikte, yapıştırma simanı, kanal dolgu materyali, fissür örtücü, kaide materyali şeklinde ve kor yapımlarında kullanılabilmektedirler. Cam iyonomer simanların gelişiminden bugüne dek cam matriks komponentinde ve polikarboksilik asit komponentinde ciddi değişiklikler yapılmıştır. Toz/likit oranları ve toz bölümündeki partikül boyutlarının değişimi ya da suda çözünen monomer ve polimerize monomerlerin eklenmesi ile siman için farklı kullanım alanları sağlamaktadır (Croll ve Nicholson, 2002).

Asit reaksiyon gösteren cam partikülleriyle poliakrilik asit sıvısının tepkimeye girmesi sonucu daha güçlü ve şeffaf bir siman oluşturulabilmiştir. Farklı sertleşme reaksiyonları gösteren cam iyonomer simanlar bulunmaktadır. Bunlar kimyasal veya ışık yoluyla olabilmektedir. Son yıllarda geliştirilmiş ışıkla sertleşme reaksiyonuna giren simanlarda pek çok sorunlar görülmüştür. Bu sorunlardan biri, ağız içerisinde yapısına fazla miktarda su alan simanın genleşmesi sonucunda erken dönemde restorasyonlarda kırıklar oluşmasıdır. Son yıllarda cam iyonomerlerin yapısına rezin katılarak asit-baz tepkimesine ek polimerizasyon reaksiyonu da gösteren geliştirilmiş cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Bu polimerizasyonun kimyasal yolla başlaması ışıkla sertleşen cam iyonomer simanlardan farklı oluşunu göstermektedir. Geliştirilmiş olan bu cam iyonomer simanlar daha yüksek bağlantı direnci göstermektedir. (Nagaraja ve ark., 2005).

Toz kısmında partiküllerin boyutu 25 µm'den küçük olan kalsiyum alüminyum florosilikat camı yer almaktadır. Firma adı Zionomer olan ürünün toz kısmına çinko oksit de katılmıştır.

Likit kısmı poliakrilik asit oluşturmaktadır. Bunun yarısını aköz solüsyon oluştururken %5'ini tartarik asit içeren karboksilik asitler oluşturmaktadır. Gümüş veya alaşımlarıyla birlikte bazılarında paslanmaz çelik de bulunabilmektedir. Bu içerik likit kısmın %10-20'lik kısmını oluşturmaktadır (Anusavice ve ark., 2003).

McLean ve arkadaşlarının 1994 yılında yapmış olduğu sınıflama sonucu cam iyonomer simanlar ve ilişkili oldukları materyaller 3 başlık altında gösterilmiştir. Buna göre;

1. Cam iyonomer siman (glass ionomer cement=GIC),
2. Rezin modifiye cam iyonomer siman (resin modified glass ionomer cement=RMGIC),
3. Poliasitle modifiye kompozit rezinler (polyacid modified composite resin=PMRC).

(McLean ve ark., 1994).

Sertleşme reaksiyonu asit-baz reaksiyonu olan cam iyonomer simanların yapısındaki bazik cam ve asidik polimer arasında gerçekleşmektedir. Asidik polimerle karışan cam, flor ile birlikte pek çok iyon saçmaktadır. Bunlara örnek olarak alüminyum ve kalsiyum verilebilir. Açığa çıkan kalsiyum iyonları alüminyumla polütüz oluşturup polianyon çapraz bağların oluşmasını sağlamaktadır. Bu polütüzler su alarak jelleşmeyi sağlamaktadırlar.

İlk anlarda vizköz olan cam iyonomer siman reaksiyon sonrasında sert bir hal almaktadır. Esas cam iyonomer siman asit-baz reaksiyonunun 1-2 dk içerisinde tamamlamakta ve saydam, güçlü bir yapı haline gelmektedir (Ferrance, 2001).

Dişhekimliği alanında kullanım şekilleri, Tip I, Tip II ve Tip III şeklinde 3 grupta sınıflandırılır. Bu üç grup cam iyonomer simanın kimyasal yapılarının aynı olduğunu belirtmek gerekir (Karadağ, 2015).

Tip I

Yapıştırma simanı, köprü, kron ve ortodontik braketlerin simantasyonu durumunda kullanılır. İnce partiküllü ve az miktarda toz içeriği bulunur.

Tip II

Restoratif materyal şeklinde kullanılır. Ciddi miktarda toz olan, yüksek fiziksel özellikleri olan estetik simanlardır.

Tip III

Kaide materyali ile fissür örtücü şeklinde kullanılır. Az miktarlarda tozla karıştırılır. Düşük fiziksel özelliği vardır ve akıcıdır.

Camın iskeletsel yapısının, üç boyutlu silikat cam yapıdan oluşan bir tetrahedron olduğu görülür. Bu yapının oluşmasını sağlayan temel içerikler silisyum dioksit ve alüminyum oksittir. Alüminyum iyon, tetrahedral yapının merkezinde bulunan silika iyonu ile yer değiştirebilir. Alkali iyonların Al^{+3} iyonlarının çevresinde bulunur ve modifiye olan iyonlar gibi çalışır; silikat yapının molekül ağırlığı azaltılarak camın poliasitle olan reaktivitesini indükler. Negatif yüklenen iyonlar olan fosfat ve flor iyonları tetrahedral yapıda bulunmaz. Ancak camın yapısında vardır. Cam tozunun özellikle partikül boyut ve dağılımları simanın sertleşme karakteristiği için önem taşır ve partikül boyutlarının siman kullanım alanına göre değişmektedir (Köseler, 2017).

2.1.1.5.2.1. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Erken dönemde yaşanan en önemli sorunlardan biri olan nem kontaminasyonunu azaltmak ve buna ek olarak rezin simanların sahip olduğu bazı özellikleri cam iyonomer simanlara kazandırmak için geliştirilmiştir. Işık ile başlayan sertleşme yani rezin polimerizasyonu asit-baz reaksiyonu ile kimyasal bir şekilde devam edip tamamlanmaktadır. Bu durum ışık olmayan durumlarda da simanın sertleşmesini sağlamaktadır. Vinil monomerler ve bir başlatıcı sistemin bir araya getirilmesiyle hibrit simanlar cam iyonomer simanlardan geliştirilmiştir. Asit- baz reaksiyonu ile sertleşebilen geleneksel cam iyonomer simanların ışıkla sertleşebilmesi

için poliasidin modifiye edilerek metakrilatın bu zincir üzerinde yer alması gerekmektedir. Bu formüldeki yeni materyal geleneksele oranla daha nr bir materyal olmaktadır. Bu durumu mleyebilmek için hidroksi etil metakrilat (HEMA-ko-solvent) materyalin yapısına katılmıştır. HEMA ise hidrofilik olduğundan, su emdiğinden, simanın bazı fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemektedir.

İki farklı mekanizma ile sertleşen resin modifiye cam iyonomer simanın ilk mekanizması görünür ışıkla gerçekleşen resin simanlarda olan polimerizasyon reaksiyonu iken sonrasında geleneksel cam iyonomer simanlarda da var olan asit-baz reaksiyonudur. Polimerizasyon sonrası başlayan asit-baz reaksiyonu simanın matürasyonunda önemli bir rol oynamaktadır.

Bu siman grubunun en gözde özellikleri ışık almayan durumlarda bile sertleşebilmeleri olup, bu durum sertleşme reaksiyonunun nerdeyse tamamının gerçekleşmesini sağlamaktadır (Pameijer, 2012).

Toz-likit şeklinde olduğu gibi kapsül şeklinde de mekanik olarak karıştırılabilinen formları da bulunmaktadır. Toz- likit oranına önem verilerek hızlı bir şekilde karıştırma işlemi tamamlanmalıdır. Simantasyonun ideal olabilmesi için akıcı bir kıvam elde edilmelidir. Bunun yanında temiz ve kuru çalışmak gerektiği de unutulmamalıdır. Restorasyon ve diş temizlenip tkrkten izole edildikten sonra simantasyon işlemine geçilmelidir. 6 ile 9 dakika arasında sertleşme süresine sahip olmasından dolayı bu süre zarfında simanın nem ile kontamine olmaması açısından dikkatli olunmalıdır. ışıkla şertleşenlerde bu dezavantaj çok büyük bir yer tutmamaktadır. Otuz saniye içerisinde ışınlanan siman sertleşmesini gerçekleştirirken, asit-baz reaksiyonunda bu süre uzamaktadır ve bundan dolayı simanın güçlenip sertleşmesi zaman almaktadır. Genellikle toz ve likit olarak üretilen simanın karıştırılmasıyla sertleşme reaksiyonu başlamaktadır. Poliasit ile modifiye edilmiş olanlarında ise hem ışık hem de kimyasal yolla sertleşme gerçekleşmektedir.

Mine ve dentinle kimyasal yolla bağlanabime özelliği sergilemesi nedeniyle cam iyonomer simanlar, siman ve diş arasındaki arayüze ağız sıvısının infiltre

olabilmesi daha zordur. Likit kısımda yer alan poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla dişteki Ca ve dentin yapısını oluşturan kollajenin birleşmesiyle simanın mine ve dentine bağlantısı sağlanmaktadır. Bunlarla birlikte simanın sahip olduğu flor salınım özelliği restorasyonla dişin birleştiği marjinlerde çürük oluşumunun önlenmesinde etkili olmaktadır.

Cam iyonomerler de çinko fosfat simanlar kadar olmasa da simantasyon işlemi sonrası pulpal irritasyona neden olabilmektedirler. Bu durumda hissedilen hassasiyet cam iyonomer simanların su ile karıştırılanlarında görülmektedir. Bu pulpa irritasyonunun nedenleri arasında pek çok faktör yer alırken, simanın asiditesi ve bu asiditenin ne kadar sürdüğü önemli bir yer tutmaktadır. Simanın yoğunluğu ve toksik özellik gösteren iyon içerikleri de bu nedenler arasında yer almaktadır. Geleneksel CİS'ların kısa süre içerisindeki pH değeri su ile karıştırılanlardan daha yüksektir. Bu yüksek pH simantasyon için kullanılacak olan simanın yoğun kıvamda olmaması için toz ve likit oranının arttırılamamasına bağlanmaktadır. Bu duruma bağlı olarak derin kesimlerde yani dentinin pulpa üzerindeki kalınlığının az olduğu vakalarda kalsiyum hidroksit içerikli maddelerin kullanılması önerilmektedir. Ayrıca sitotoksitenin, ışık kullanılarak sertleşen cam iyonomerlerde daha fazla olduğu belirtilmiştir (Çelebi ve Nalbant, 2002).

2.1.1.5.2.2. Poliasit ile modifiye rezin simanlar

Cam iyonomer ile rezin simanların bazı özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmiş bu simanlara kompomer de denmektedir. Diş hekimliğinde 1990 yıllarından beri kullanılmaktadır (Craig ve ark., 1999; Anusavice, 2000). Hem cam iyonomer hem de rezin simanın yapısal özellikleriyle fiziksel özellikleri birleştirilmek istense de daha çok rezinlerle benzerlik göstermektedir (Mount, 1994).

Üretan dimetakrilat (UDMA), bütan tetrakarboksilik asit, HEMA gibi rezin ve monomerlerin oluşturduğu bu simanın yapısında başlatıcılar, florosilikat cam, pigmentler ve stabilizatörler yer almaktadır. Metakrilatlar polimerize olarak monomerler matriks içerisinde bulunan farklı monomerlerle birleşip polimerleri meydana getirmektedir. Sertleşme reaksiyonunun devamında ağız içinde yapısına su

almakta ve asit baz tepkimesini gerçekleştirmektedir. Asit etkisiyle cam metal iyonları saçmakta ve sonrasında asit ile salınan bu metaller arasında çapraz bağlar oluşmaktadır (Mount, 1994). Bu simanların flor salınım özellikleri rezinle modifiye edilmiş cam iyonomerlerden daha düşük olmasına karşın mekanik özellikleri daha güçlüdür (Wassell ve ark., 2002).

Endikasyonları arasında metal alt yapıli seramik hem kron hem de köprülerinin yapıştırılması, post işlemlerinin simantasyonu ve ortodontide kullanılması yer alırken kaide materyali olarak da kullanılabilmektedir (Wassell ve ark., 2002).

2.1.1.6. Kompozit rezin simalar

1900'lü yılların ilk evresinde tam seramik kronların bulunmasıyla restorasyonların diş dokusuyla bağlantısını sağlamak için pek çok siman kullanılmıştır. Önceleri geleneksel simanlar kullanılırken yaşanan estetik başarısızlıklardan dolayı şimdilerde rezin simanlar geleneksel simanların yerini almıştır.

Akıcı kıvamda ve bazik olan rezin simanlar üç farklı faz içermektedir (Ferrance,2001; Dayangaç,2000).

Bu fazlardan polimer matriks faz (*continous phase*), yüksek ve düşük moleküllü monomerlerin birleştirilmesiyle gerçekleşmektedir. İnhibitörler, kimyasal başlatıcılar ve foto aktivatörler de bu birleşimin içinde yer almaktadır. Resin simanların yüksek molekül içeren monomerleri 3 gruba ayrılmaktadır. Bunlar bisfenol glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), ürethan-dimetakrilat rezin (UDMA), Trietilen glikoldimetakrilat (TEGDMA)'dır (Anusavice 2003). En sık olarak Bis-GMA kullanılırken şimdilerde adezyonu arttıran ve renk değişiminde daha iyi sonuç veren UDMA daha sık kullanılmaktadır. Bis-GMA içerikli resin simanların yüzeylerinin sertlikleri daha fazla olmaktadır. Bunlara ek olarak 1974'de vizkoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenmiş ve bunu takiben 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA) da aynı amaçla kullanılmıştır (Anusavice, 2000; Dayangaç, 2000).

Rezin siman fazlarından diğeri olan inorganik faz, bir çok şekil ve boyuttaki borosilikat cam, stronsiyum, kuartz, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat gibi maddeler içermektedir. Bu yapıların katılmasıyla hem mekanik hem de fiziksel özellikler geliştirilmek istenmiştir (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002). Atom ağırlığı yüksek olan stronsiyum, zirkonyum, baryum ve ytterbiyum elementleri radyoopasiteyi arttırmak için kompozitlerin yapısına eklenmiştir (O'Brien, 2002).

Vinil silan türevi olan ara faz, inorganik ve organik fazı bağlamaktadır. Bu türev metakriloksi propiltrimetoksi silan şeklinde isimlendirilmektedir. Rezin simanın hem fiziksel hem de mekanik özelliklerini güçlendirmek bu silan bağlantı ajanlarının görevlerindendir. Ayrıca su geçişine bariyer olarak hidrolitik dengeyi sağlamaktadırlar. Bunun sonucunda rezin su emilim oranının azalmasıyla çözünürlülük de azaltılmış olmaktadır (Chang ve diğerleri, 1998; Dayangaç, 2000).

Kompozit rezinlerle ilgili pek çok sınıflandırma yapılmıştır. Bunlar; inorganik doldurucuların büyüklüğüne göre, bu doldurucuların ağırlıklarına veya hacim olarak yüzdeliklerine göre, matrikse nasıl eklendiklerine göre, vizkozitelerine veya polimerize olma şekillerine göre yapılmış sınıflamalardır (Dayangaç, 2000). En sık kullanılan sınıflandırmalardan biri polimerizasyon mekanizmalarına göre yapılan olup bu sınıflandırma kendi içerisinde üç farklı başlıkta açıklanmıştır. Bunlar; kimyasal olarak sertleşen, ışıkla sertleşen ve hem kimyasal hem ışıkla yani diğeri bir adıyla dual yolla sertleşen rezin simanlar şeklindedir (Tablo 1.).

2.1.1.6.1. Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Tek pat şeklinde üretilmiş ve doğrudan çeşitli ışık kaynakları tarafından polimerize olan simanlardır. Halojen, lazer, led veya plazma ark ışık kaynaklarına örnek gösterilebilir. İnce porcelenden üretilmiş restorasyonların simantasyonunda endikedirler. Polimerizasyonun yeterince gerçekleşebilmesi için farklı sürelerde ışık uygulanabilmektedir. Bu durum, restorasyonun kalınlığını ve rengini etkileyebilmektedir. Buna bağlı olarak minimum 40 sn olacak şekilde ışık tutulmalı ancak temizleme işleminin kolay yapılabilmesi için öncelikle 10 sn ışık uygulanmalıdır (Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve ark., 2014).

Bu simanların avantajları arasında çalışma sürelerinin uzun olması ve renk seçeneklerinin fazla olması yer almaktadır. Bunun yanı sıra endike oldukları durumlar ışığın geçebileceği kalınlıktaki yani maksimum 1.5 mm kalınlığındaki cam seramikler ve indirekt olarak hazırlanmış kompozit restorasyonlarla sınırlı olması dezavantajlarındandır (Peumans ve ark., 2000). Işıkla setleşen rezin simanlara örnek olarak: Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO, Inc.) ve NX3 Nexus Third Generation Light-cured (Kerr) verilebilir.

2.1.1.6.2. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Bu simanlar, baz ve katalizör olarak kullanılan iki pattan veya toz ve likitten oluşmaktadır. İki pattan oluşan sistemin baz kısmında, polimerizasyon hızlandırıcı organik amin bulunmaktadır. Katalizör kısmında ise benzoil peroksit yer almaktadır. Diğer toz ve likitten oluşan sistemde silika cam, peroksit, polimer veya borosilikat toz kısmında yer alırken, likiti amin hızlandırıcılı Bis-GMA ve dimetakrilatmonomerleri oluşturmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2011). 2.5 mm ve üzeri kalınlıktaki veya opak yapı sergileyen metal veya zirkondan elde edilmiş restorasyonların veya kanal tedavisi görmüş dişlere uygulanan postların simansyonunda kullanılmaktadırlar. Renk seçeneklerinin fazla olmayışı ve translusentli özellik göstermemeleri dezavantajlarındandır (Vrochari ve ark., 2009).

Kimyasal olarak polimerize olan simanlara, *Panavia 21* (Kuraray), *dual-*polimerize olan *Panavia F2.0*'ın sadece opak renk simanı (Kuraray) ve *C&B* (BISCO) örnek olarak verilebilir.

2.1.1.6.3. Kimyasal ve ışıkla (Dual=İkili) polimerize olan rezin simanlar

Adından da anlaşılacağı üzere her iki türlü sertleşme reaksiyonunu ayrı ayrı gösteren rezin simanların önemli özelliklerini bir araya getirmek için geliştirilmiştir. Bu simanlarda ilk ışık reaksiyonu başlarken, kimyasal sertleşme devamında görev almaktadır. Dual sertleşme gösteren simanlar hem toz-likit şeklinde hem de 2 pat olacak şekilde üretilmiştir. Patların kartujlu yeni geliştirilmiş yönteminde, kullanılacak

olan simanın miktarının gerektiği kadar sıkılmasını sağlamıştır. Bu durum da karışımın doğruluğunu arttırmıştır. Işık ile polimerizasyonun yetersiz kalın restorasyonların veya az miktarda ışığın geçebileceği restorasyonların bulunduğu durumlarda kullanılmaktadırlar (De Souza ve ark., 2015).

Kimyasal polimerizasyon yalnız ışıkla gerçekleşen sertleşme işleminden daha iyi bir polimerizasyon sağlamaktadır. Ayrıca dual sertleşme reaksiyonu gösteren simanlarda kimyasal polimerizasyonun yavaş olmasından dolayı ışıkla çalışma zamanı kontrol altında tutulabilmektedir. Dual sertleşen simanlarda dikkat edilmesi gereken en önemli şeylerden biri ışık ile reaksiyonun en geç evrede başlatılması gerektiğidir. Bu konuda farklı tür rezin simanlarla yapılan çalışmada dual sistemin minede güçlü bir bağlantı sağladığı ancak ışıkla polimerizasyon, kimyasaldan çok daha hızlı gerçekleştiği için karıştırma işleminden hemen sonra ışınlamanın siman vizkozitesini hızlıca arttırdığı belirtilmiştir (Quance ve ark., 2001; Cavalcante ve ark., 2003). Bu durum kimyasal reaksiyonu gerçekleştiren peroksit –amin birleşiminin yoğunluktan dolayı birbirini yakalayamaması ve kimyasal reaksiyonun bu şekilde engellenmesiyle açıklanmaktadır. Dolayısıyla polimerizasyon yetersizliği sonucu rezin simanın sertliği azalarak restorasyonların başarısız olmalarına neden olunmaktadır (Quance ve ark., 2001; Cavalcante ve ark., 2003). Bu yüzden de klinik uygulamalarda olabildiğince en son ışık kaynağı kullanılmalıdır (El-Badrawy ve El-Mowafy, 1995; White ve ark., 1995; Hasegawa ve ark., 1991). Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen simanlara örnek olarak; RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE), NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), Panavia F2.0(Kuraray), RelyX Unicem (3M ESPE), Variolink II (Ivoclar) ve Maxcem (Kerr) verilebilir.

Yapılan bir çalışmada başlatıcı içeriğinden dolayı kullanılan simanların restorasyon final rengi üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Smith ve ark., 2011). Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan simanlarda peroksit ile reaksiyon başlamakta ve amin ile bu reaksiyon hızlanmaktadır. Işık ile polimerizasyon için ışık kaynağının 460 nm dalga boyuna sahip olması gerekmektedir. Mavi görünür ışığın etkilediği madde kamforokinondur. Hem dual hem de sadece kimyasal yolla sertleşen rezin simanlarda kimyasal içeriğin artması, uzun dönemde restorasyonda renk değişimine neden olabileceği bildirilmiştir (Kılınç ve ark., 2011). Amin redox ve

benzoil peroksit gibi maddeleri içermeyen simanların, içerenlerden daha iyi renk stabilizasyonu sağladıkları da gösterilmiştir (Smith ve ark., 2011). Bunun üzerine yapılan başka bir çalışmada, renk farklılığının oluşmasını önlemek için ve marjinal uyumluluğun sağlanması için estetik alanlarda dual polimerizasyon gösteren rezin siman kullanılacaksa kesinlikle ışık ile polimerize edilmeleri gerektiği bildirilmiştir (Burgess ve ark., 2010).

Tablo 1. Rezin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması.

REZİN SİMAN	ÖZELLİKLERİ	ENDİKASYONLARI	ÖRNEK
Işıkla polimerize	•Uzun çalışma zamanı •Renk stabilitesi •Estetik olmaları	•Kalınlığı en fazla 1,5 mm, ışık geçirgenliği olan restorasyonlar	•RelyX Veneer Cement (3M ESPE) •Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) •NX3 Nexus (Kerr) •Choice 2 Veneer Cement (BISCO, Inc.)
Kimyasal polimerize	•Işık kaynağının ulaşamayacağı restorasyonlarda kullanım	•Kalınlığı 1,5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlar •Metal destekli restorasyonlar •Endodontik Post	•Panavia 21 (Kuraray) •Panavia F2.0 opak renk(Kuraray) •C&B (BISCO)
Dual-polimerize	•Işık kaynağı ile yeterli polimerizasyonun sağlanamayacağı restorasyonlarda •Yüksek bağlantı dayanımı •Estetik olmaları	•Tam seramik restorasyonlar •Kompozit restorasyonlar	•NX3 Nexus (Kerr) •RelyX ARC (3M ESPE) •Panavia F2.0 (Kuraray) •Variolink II (Ivoclar) •RelyX Unicem (3M ESPE) •Maxcem (Kerr)

(Alla ve ark., 2014)

2.1.1.6.4. Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması

Minede yapılan lamina preparasyonları haricindeki tüm restoratif uygulamalar dentini ilgilendirir. Dentin yüzeyi, poröz, ıslak, düşük yüzey enerjili ve biyolojik açıdan duyarlıdır. Bu özellikler de gözönüne alındığında, gereksiz madde kaybını önlemek ve mikrosızıntı riskini azaltmak ve bağlantıyı arttırmak için adeziv sistemler (dentin bağlayıcıları) geliştirilmiştir.

Rezin bazlı simanlar adeziv sistemlerine göre; *etch&rinse*, *self-etch* ve *self-adeziv* rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar (Tablo 2.) (Burgess ve ark., 2010). *Etch&rinse* ve *self-etch* adeziv rezinler yapıştırma öncesinde çoklu aşamalar gerektirirler. Ancak, ‘self-adeziv’ olarak tanımlanan günümüz simanları ayrı asitleme, priming ve bonding aşamalarını gerektirmezler (Burgess ve ark., 2010).

2.1.1.6.4.1. Asitlenen Ve Yıkayan (*Etch&Rinse*) Rezin Simanlar

Etch&rinse simanlar, ‘asitle pürüzlendir-yıka’ prensipi ile kullanılan, klinik olarak en çok güvenilen ve uzun ömürlü olmalarıyla birlikte, teknik olarak en karmaşık rezin simanlardır. Diş yüzeyine uygulanan adeziv aşamaları asit, primer ve bonding ajanlarını uygulama gibi 3 aşama olabilirken; asit uygulandıktan sonra, primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede bulunmasıyla 2 aşama da olabilir (Peumans ve ark., 2000).

Asit (conditioner), genellikle %30-40 oranında fosforik asitten oluşur. Mineye 30 sn, dentine 15 sn süreyle uygulanır. Smear tabakasını ve dentin tubüllerinin smear tıkaçlarını kaldırır ve intertübüler dentini hidrate kollajen demetler bırakarak 5-10 µm derinliğinde demineralize eder, dentindeki Tip 1 kolajeni açığa çıkarır. Asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır ve diş yüzeyi, adezivin çözücü içeriğine göre dikkatli bir şekilde kurutulur veya nemli bırakılır (Tay ve ark., 1997).

Hidrofilik primer rezinler, genellikle etanol, aseton veya su içinde çözülmüş monomerlerdir. Demineralize intertübüler dentine hibrit tabakasını ve intratübüler rezin sarkıtlarını oluşturmak üzere penetre olurlar. Açığa çıkan kollajen fibriller için hidrofilik özellik gösterirken, adeziv rezinle kopolimerizasyon için hidrofobik özellik gösterirler. Hidrofilik dentinle hidrofobik rezin arasında adezyon kurucu ajan gibi davranırlar. Bir kaç kat uygulanması gerekebilir.

Adeziv ajan veya bonding, rezin bazlı kompozit ile hibrit tabakası arasında köprü görevi görür.

Üç aşamalı asitlenen ve yıkanan simanlar, hem in-vivo hem de in-vitro olarak mükemmel bağlanma kuvveti göstermişlerdir (Swift ve Bayne, 1997).

Başarılarının, çeşitli arayüz analizlerinde gösterildiği gibi, mine ile olan optimal bağlantı ve dentin hibridizasyonu ile sağlandığı belirtilmektedir (Carvalho ve ark., 2004). Ancak çoklu aşamaya sahip olmaları ve teknik hassasiyet göstermeleri nedeniyle, bağlantı kuvvetinin azalmaması için her aşamanın üretici firmanın belirttiği sürelerde uygulanması ve tükürük kontaminasyonunun engellenmesi gerekmektedir (Burgess ve ark., 2010). Dentin dokusunun ne kadar kuru veya ıslak bırakılmasına bağlı olarak post-operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir (Frankenberger ve ark., 2000). Işıkla veya *dual*-polimerize tipte olabilirler (Ferracane ve ark., 2011).

İki aşamalı asitlenen ve yıkanan simanlar, aşamaların kısalması açısından çekici gibi görünse de dentine penetre olması için bir kaç kat uygulanmadıkça tamamlanmamış tabaka oluşturur. Çoğu araştırmacı bu grup adezivlerin bağlantı kuvvetini sorgulamaktadır. İki aşamalı asitle pürüzlendir ve yıka adeziv sistemlerin, konvansiyonel 3 aşamalı adezivlere göre daha az bağlantı kuvveti gösterdikleri bildirilmiştir (De Munck ve ark., 2005).

Asitlenen ve yıkanan simanlara örnek olarak; *Variolink II* (Ivoclar), *Choice 2* (BISCO), *RelyX ARC* (3M ESPE), *RelyX Veneer* (3M Espe), *NX3 Nexus* (Kerr) ve *Calibra* (Dentsply, Caulk) verilebilir.

2.1.1.6.4.2. Kendinden Asitli (*Self-Etch*) Rezin Simanlar

Kendinden asitli rezin siman sistemlerinde, prepare diş yüzeyine, bir kendinden asitli (*self-etch*) primer (asidik primer) ve bonding ajanının uygulanması şeklinde 2 aşama olabilirken; geleneksel 3 aşamanın fonksiyonlarını biraraya getirmek amaçlanarak 1 aşama şeklinde de olabilmektedir.

Asidik rezin primer, mine ve dentini asitleme ve priming işlemini gerçekleştirir. pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkarak uzaklaştırılmazlar ve intertübüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar (Myers ve ark., 1994). Bond veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin bazlı yapıştırıcı siman arasında bir köprü görevi görür. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların kullanımıyla, teknik hassasiyetin, dolayısıyla uygulayıcı hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır (Christensen, 2007). Ancak, kendinden asitli primerlerin uygulama tekniği adeziv performansı etkilediği, özellikle, kullanım öncesi alkalanmaları gerektiği belirtilmektedir (Miyazaki ve ark., 2002).

Kendinden asitli simanların kullanımıyla birlikte post-operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (Sensat ve ark., 2002). Simantasyon aşamasında üretici talimatlarına uyulmalı ve üreticinin önerdiği primer ve rezin siman kombinasyonu kullanılmalıdır. Yapılan çalışmalarda, bazı *dual*-polimerize rezin simanlar ve basitleştirilmiş adeziv sistemler arasında uyumsuzlukların olduğu bulunmuştur (Kanehira ve ark., 2006).

Bu bağlayıcı sistemleri içeren rezin simanlar, uygulama aşamalarının az olması nedeniyle diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilse de, mine yüzeyine asitlenen ve yıkanan simanlara göre daha zayıf bağ dayanımı gösterirdikleri belirtilmiştir. Ayrıca, asidik primerin yapıştırıcı simandaki amin katalizörünü inhibe edebileceğinden dolayı, kimyasal veya ışıkla polimerize olan simanlarla birlikte kullanılırken dikkat edilmesi gerektiği bildirilmektedir (Salz ve ark., 2005).

Tek aşamada uygulanan adeziv sistemlerde kullanılan asidik materyallerin, önemli miktarda su içerirdikleri ve tamamlanmayan tabakalar oluşturarak, adeziv boyunca sıvı geçişine izin verdikleri, bu durumun da rezin polimerizasyonunu inhibe edebildiği belirtilmiştir. Bu nedenle, tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin rezin bazlı yapıştırıcı simanlarla birlikte kullanılmaları tavsiye edilmemektedir (Carville ve Quinn, 2008).

Kendinden asitli rezin simanlara örnek olarak: *Panavia F2.0*, *Panavia 21* (Kuraray), *Clearfil Esthetic Cement Ex* (Kuraray), *RelyX Ultimate* (3M ESPE), ve *Multilink* (Ivoclar) verilebilir.

2.1.1.6.4.3. Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Resin Simanlar

Self-adeziv simanlar rezin simanların en yeni kategorisidir. Bu simanlar *dual*-polimerize olup, dentine bağlanmada etkili olarak kullanılabilirler. Tam seramik kronlar, lamina venerler, porselen inley ve onleylerin simantasyonuna estetik olarak uygunluk gösterirler. Mine ve dentine bağlantı için ara aşamaların uygulanmasını gerektirmezler. Adeziv simantasyon prosedürünü basitleştirerek zaman kazandırır.

Self adeziv simanlar akrilik veya diakrilat monomerler ve *self adeziv* özelliğini oluşturan asidik adeziv monomerler içerirler. Asitlenen ve yıkanan sistemlerle karşılaştırıldıklarında, dentin smear tabakasını bırakarak dentinle ara bağlantı oluştururlar (Ferracane ve ark., 2011). Bu simanlar, tek aşama ile uygulanmaları ve nadir simantasyon sonrası hassasiyet gözlenmesi nedeniyle çok tercih edilmektedirler. Ayrıca genişmeye neden olan nemi absorbe etmeleri, porselen lamina vener gibi maksimum dayanıklılığına rezin simanla yapıştırıldıktan sonra ulaşan restorasyonlar ve lüsit içerikli düşük dayanıklı seramiklerle (*IPS Empress*, *Ivoclar Vivadent*, *Schaan*, *Liechtenstein*) kullanımlarını engelleyebilir (Simon ve Damell, 2012).

Günümüzde kullanılan *self-adeziv* simanlar; *RelyX Unicem*, *Unicem 2* (3M ESPE), *Clearfil SA* (Kuraray), *G-CEM* (GC), *SmartCem 2* (Dentsply), *BisCem* (Bisco), *Bifix SE* (Voco), *iCem* (Heraeus), *Monocem* (Shofu), *Multilink Sprint*, *Speed Cem*

(Ivoclar) ve Maxcem Elite (Kerr)'dir (Ferracane ve ark., 2011). Bu simanlarla yapılan in-vitro çalışmalarda, fiziksel ve bağlanma özelliklerinin iyi olduğu, çok aşamalı rezin simanlara göre düşük post-operatif hassasiyet ve düşük desimante oranı (4820 vakada %0.1) gösterdikleri belirtilmektedir (Hikita ve ark., 2007). Bununla birlikte, smear tabakasının kısıtlı demineralizasyonu, dolayısıyla mine ve dentine çok kısıtlı bağlantı yaptıkları da bildirilmiştir (Al-Assaf ve ark., 2007). Dentine olan bağlantılarının mineye göre daha iyi olmasından dolayı, mineye yapılan asitleme ile bağ dayanımlarının yaklaşık 2 kat arttırılacağı belirtilmektedir. Ancak dentine asitleme yapılacak olursa bağlantı dayanımının azaldığı belirtilmiş, bu yüzden selektif pürüzlendirme önerilmiştir (De Munck ve ark., 2004).

Self-adeziv rezin siman (Rely X Unicem) ve 3 aşamalı asitlenen ve yıkanan sistemi içeren rezin simanla (Variolink II) yapıştırılan 43 adet IPS Empress (Ivoclar) inleylerin 1 yıllık klinik değerlendirmesinde, renk uyumu ve marjinal uyum açısından 3 aşamalı sistemle yapıştırılan inleylerin daha iyi sonuç verdiği, ancak tüm restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Taschner ve ark., 2009). Çal ve arkadaşlarının yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında da 3 aşamalı asitlenen ve yıkanan rezin simanla yapıştırılan inleylerde gözlenen mikrosızıntı değerlerinin, kendinden adezivli rezin simanla yapıştırılanlara göre daha az olduğu belirtilmiştir (Çal ve ark., 2012).

Rezin siman seçiminde, indirekt restorasyonun kalınlığını ve ağız içindeki lokalizasyonunu ilgilendiren rezin simanın polimerizasyon mekanizması ve diş yüzeyine bağlanma mekanizması kadar, siman-restorasyon bağlantısı da önemlidir. İndirekt restorasyon materyali olarak seramik kullanıldığında, siman-restorasyon bağlantısını sağlamak için simantasyon öncesi restorasyon iç yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Yüzey işlemleri, seramik malzemenin kompozisyonu ve dayanıklılığına bağlı olarak, asitle veya lazerle pürüzlendirme, kumlama ve silika kaplama tekniklerinin kullanılmasını içermektedir. Seramik iç yüzeyine asit uygulamak, sadece silika içeren; feldspatik, lösit ve lityum disilikat içerikli cam-seramik materyallerinde etkili bir yöntemdir (Vargas ve ark., 2011). Feldspatik (Ceramco 3 (Dentsply, York), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), Vita VM 7 (Vita

Zahnfabrik, Almanya), ve l s t (*IPS Empress Estetik (Ivoclar Vivadent)* ve *Ordinary Portland Cement (OPC, Jeneric Pentron, Wallingford)* içerikli seramiklerin i  yüzeyinin, %5-10 konsantrasyonlarında hidroflorik (HF) asit ile yaklaşık 60 sn süresince; lityum disilikat (*IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)* ve *OPC 3G (Jeneric Pentron)* içerikli seramiklerin ise %5'lik HF asit ile yaklaşık 20 sn boyunca asitlenmesi gerektiği bildirilmiştir (Pisani-Proenca ve ark., 2006). Bu aşamanın, adeziv simantasyon için artmış yüzey alanı, mikromekanik retansiyon ve temiz bir yüzey sağladığı belirtilmiştir. Asitle pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine, ıslanabilirliği arttırmak ve rezin siman-seramik arasında kimyasal ilişkiyi sağlamak için silan uygulanmalıdır. Silanlama işleminde sıklıkla 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan önerilmektedir (Naves ve ark., 2010).

Yapılan bir çalışmada rezin ile Er,Cr:YSGG lazerle işınlanan dentinin, dentin-rezin arayüz morfolojisi ve ikisi arasındaki bağlanma dayanımı incelenmiştir. Kontrol grubundaki dentin yüzeyleri, deney grubuna kıyasla daha az kapalı ve dentin tübülleri daha fazla açılmış olduğu gözlemlenmiştir. Dentin yapısındaki değişiklikler nedeniyle, lazerle dentin yüzeyinin işınlanması bağlanma mekanizması için uygun bulunmamıştır (Meriç ve ark., 2016).

Cam infiltre alüminyum oksit (*In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik)*, *In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik)* ve *In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)*), yoğun sinterize alüminyum oksit (*Procera Alumina, Nobel Biocare, Zürih, İsviçre*) ve zirkonyum oksit (*Cercon Zirconia, Dentsply; Everest, KaVo Dental, Charlotte, N.C.; Lava Zirconia, 3M ESPE; Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent*) seramikler silika içermediklerinden ve çok düşük oranda cam fazına sahip olduklarından, asit uygulanması yüzeyi p r zlendirmede etkili bir yöntem değildir.

Yüksek dayanıklılığa sahip bu tip seramiklerle rezin simanlar arasında iyi bir bağlantı sağlamak için, seramik yüzeyinin alüminyum oksit partikülleri ile kumlanarak p r zlendirilmesinin ardından, 10-Metakriloksidesildihidrojen fosfat monomerin (MDP) uygulanmasının rezin simanla olan bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir. Alümina ve zirkonya yüzeyindeki pasif hidroksil grupları ve MDP'nin fosfat ester grubu

arasındaki kimyasal ilişkiden dolayı, MDP içeren rezin simanların (*Panavia F 2.0/Kuraray*) kullanılması en uygun seçenek olarak düşünülebilir. MDP monomer içermeyen bir rezin siman kullanılacaksa, alümina ve zirkonyaya bağlantıyı arttırmak için MDP içeren bir seramik primerin (*Clearfil Ceramic Primer, Kuraray; AZ Primer, Shofu*) kullanılması önerilmektedir (Papia ve ark., 2014). Chen ve Suh'un belirttiğine göre son yıllarda yapılan çalışmalarda, *Metal/Zirconia Primer (Ivoclar-Vivadent)*, *Monobond Plus (Ivoclar-Vivadent)*, *Clearfil Ceramic Primer (Kuraray)*, *Signum Zirconia Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya)*, *AZ Primer (Shofu Inc., Kyoto, Japonya)* ve *Zprime Plus (Bisco, Schaumburg, IL, ABD)* gibi fosfat monomer içeren zirkonya primerler, rezin siman-zirkonya bağlantı dayanıklılığını hem başlangıçta, hem de uzun dönemde önemli miktarda arttırmaktadır (Chen ve Suh, 2012).

Silanlardan yararlanarak rezin siman ile kimyasal bağlantı oluşturabilmek için zirkonya yüzeyinin silika ile kaplandığı tribokimyasal silika (*Cojet/Rocatec, 3M ESPE*) yönteminde ise, seramik yüzeyi, silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tozları ile kumlanır. Çarpma hızıyla silika, seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve silika ile modifiye olan yüzeyler silanla kimyasal bağlantı kuracak hale gelirler. Silan bağlı ajanların (*Espe-Sil, 3M ESPE*) silika kaplı yüzeye uygulanmasıyla da kimyasal bağlantı sağlanır (Asar ve Çakırbay, 2013). Ayrıca, kendinden adezivli simanların (*self-adeziv*), fosfat metakrilat monomerler içerdiği ve zirkonya yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmadan yeterli bağlantıyı sağladıkları belirtilmiştir (Miragaya ve ark., 2011).

Tablo 2. Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması.

REZİN SİMAN	ADEZİV ŞEMA	ÖZELLİKLERİ	ÖRNEK

Asitlenen ve yıkanan	•3 aşamalı: diş yüzeyine asit, primer ve bonding •2 aşamalı: diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı	•Mükemmel bağlantı dayanımı •Azalmış mikrosızıntı •Çoklu aşama •Teknik hassasiyet •Post-operatif hassasiyet	•Variolink II (Ivoclar) - Choice 2 (BISCO) •RelyX ARC (3M ESPE) •RelyX Veneer (3M) •NX3 Nexus (Kerr) •Calibra (Dentsply)
Kendinden asitli	•2 aşamalı: asidik primer ve bonding uygulama •Tek aşama: asit-primer-bonding karışımı	•Kullanım kolaylığı •İyi bağlantı dayanımı •Azalmış post-operatif hassasiyet	•Panavia 21 (Kuraray) •Panavia F2.0 (Kuraray) •Clearfil Ex (Kuraray) •RelyX Ultimate (3M) •Multilink (Ivoclar)
Kendinden adezivli	•Diş yüzeyine bağlayıcı sistem uygulanmaz.	•Bağlantıyı arttırmak için mineye selektif pürüzlendirme önerilebilir. •Azalmış post-operatif hassasiyet	•RelyX Unicem/2 (3M) •Clearfil SA (Kuraray) •G-CEM (GC) •SmartCem 2 (Dentsply) •BisCem (Bisco) •Bifix SE (Voco) •iCem (Heraeus) •Monocem (Shofu) •Multilink Sprint(Ivoclar) •Speed Cem (Ivoclar) •Maxcem Elite (Kerr)
(Alla ve ark., 2014)			

2.1.1.7. Kalsiyum alüminat cam iyonomer simanlar

Günümüzde, kalsiyum alüminat / cam iyonomerine dayanan tek bir formülasyon bilinmektedir. *Ceramir C & B* (*Doxa Dental AB*, Uppsala, İsveç), kron ve köprüler, inley ve onleyler, prefabrike metal ve döküm post-korlar ile tam zirkonya veya tam alumina kronlarının kalıcı simantasyonuna yönelik yeni bir simantasyon ajanıdır. Siman, distile su ile karıştırılan kalsiyum alüminat ve cam iyonomer bileşenleri içeren su bazlı hibrid bir bileşimdir. Yapılan bir çalışmada bu simanın biyoaktif olduğu gösterilmiştir (Löf ve ark., 2008).

Ceramir C & B'nin mekanizması, cam iyonomer reaksiyonu ve hidrolik simanlarda bulunan tipteki bir asit baz reaksiyonunun kombinasyonudur. Kalsiyum alüminat bileşeninin dahil edilmesi, geleneksel GIC'lere kıyasla birkaç önemli özellik sunmuştur. Materyalin biyouyumluluk profiline güçlü bir şekilde katkıda bulunan çeşitli özellikler vardır. Materyal sertleşirken hafifçe asidik, pH ~ 4 yapıdadır. 1 saat sonra pH nötr haldedir ve 3-4 saat sonra bazik pH değerine ~ 8.5'e ulaşır. Bu, tamamen sertleştirilmiş materyalin bazik olması ve hizmet süresince bazik kalması anlamına gelmektedir. Bu bazik pH maddenin biyoaktif olması, yani fosfat içeren solüsyonlarla temas ettiğinde yüzeyinde apatit yaratılması için en önemli ön şarttır (Löf ve ark., 2008). Sertleşme esnasında apatit oluşmakta, ayrıca sertleşmiş malzeme fosfat solüsyonlarıyla temas ettiğinde bu apatit oluşumu devam etmektedir. Bazik pH da materyalin biyouyumluluk profilinde önemli bir faktördür. Buna ek olarak, materyal, biyoaktivitesine katkıda bulunan Ca^{+2} iyonlarını fazla üretmektedir. Kalsiyum alüminatın birleşmesi GIC yapısını düzelterek ve zamanla sürekli olarak sızdıran iyonomer camını engellemektedir. *Ceramir C & B*, cam iyonomer ile karşılaştırılabilir bir başlangıç florür salınımına sahiptir, ancak salınım zamanla azalır. Apatit oluşumu ve yeniden mineralizasyonu gibi önemli özellikleri hızla gelişmekte ve aktif olmaya devam etmektedir.

Söz konusu materyal ile ilgili yapılan bir çalışmada piyasada mevcut olan dört yapıştırma ajanının ve iki referans materyalin antibakteriyel özellikleri test edilmiştir. Sadece kalsiyum alüminat siman, 10 dakika, 1 gün ve 7 günlük yaşlanma sonrası kontrol grubu olan polimetilmetakrilata (PMMA) kıyasla belirgin antibakteriyel özellik gösterdiği belirtilmiştir. Materyallerin antibakteriyel özelliklerini test etmek

amacıyla tüm örnekler 10 dakika, 1 gün ve 7 gün olmak üzere *Streptococcus mutans* ile direkt temasta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Aynı çalışmada ph ve florid etkisi de araştırılmıştır. En güçlü antibakteriyel özellikler kalsiyum alüminat için bulunurken, bunu *Relyx* takip etmiştir. Diğer siman gruplarında ise bakteriyel içerik gözlemlenmiştir. Asidik malzemeler veya florür salınımı ile antibakteriyel özellikler arasında bir korelasyon görülmemiştir; Bunun yerine, bazik malzemeler en güçlü antibakteriyel özellikleri göstermiştir (Unosson ve ark., 2012).

Yapılan farklı bir çalışmanın sonucunda, kalsiyum alüminat esaslı dental siman *Ceramir C & B*'nin hidroksiapatit (HA) oluşumu için iyi bir ortam sağladığı gösterilmiştir. Dahası, insan tükürüğünün, siman yüzeyinde HA gelişimini tetiklemek için yeterli miktarda kalsiyum ve fosfat iyonları içerdiği de belirtilmiştir (Engstrand ve ark., 2012).

Yapılan bir diğer çalışmada ise, yeni biyoaktif, kendinden adezivli bir siman olan *Ceramir C & B*'nin klinik performansını belirlemek amaçlanmıştır. Değerlendirilen klinik kriterler arasında retansiyon, işlem sonrası duyarlılık, marjinal bütünlük, marjinal renk değişikliği ve sekonder çürükler bulunmaktadır. Buna ek olarak, simantasyon anındaki çalışma özellikleri de değerlendirilmiştir.

İki yıllık geri bildirim sonucunda sekonder çürük veya marjinal renk değişikliği gözlenmemiş ve restorasyonların marjinal bütünlüğünün korunduğu belirtilmiştir. Buna ek olarak, ilişkili herhangi bir diş eti iltihabı veya pulpal yanıt gözlenmediği de sonuçlar arasında yer almıştır.

Ceramir C & B, iki yıllık bir dönemde klinik olarak iyi performans göstermiş, metal ve metal destekli seramik restorasyonlarının (*PFM*) simantasyonuna elverişli olduğu gösterilmiştir (Jefferies ve ark., 2012).

Yapılan bir çalışmada, yeni bir kalsiyum alüminat bazlı yapıştırma simanı olan *Ceramir® Crown & Bridge*'in sızdırmazlık özelliklerini belirlemek için bir cam iyonomer siman (*Ketac™ Cem*) ve bir rezin modifiye cam iyonomer siman (*Rely X Luting Plus*) ile karşılaştırması yapılmıştır. *Ceramir C & B* ve *Rely X Luting Plus* kullanılanlarda bakteri sızıntısı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). Bunun aksine, *Ketac Cem*'in bakteri sızıntısının daha fazla

olduğu ($p < 0.05$) bildirilmiştir. Bakteriyel sızdırmazlık testinin sonuçlarına dayanarak, *Ceramir C & B* ve *RelyX Luting Plus*, kabul edilebilir bir marjinal kapaklanma sağladığı bildirilmiştir (Pameijer ve ark., 2010).

Yapılan bir diğer çalışmada, *Ceramir® Crown & Bridge*'in biyolojik uyumluluğu değerlendirilmiştir. *Ceramir C & B*'nin tahrişe ya da cilt hassasiyetine neden olmadığı testlerde belirtilmiş ve buna ek olarak, yüzeysel inflamasyon gösteren bir örnek dışında, *Ceramir C & B*'nin in vivo testiyle iltihaplanma, ödem veya diğer enflamasyon bulgularına rastlanmadığı gösterilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak, *Ceramir C & B*'nin uygun biyoyumluluk sağladığı sonucuna varılmıştır (Pameijer ve ark., 2008a).

Yapılan diğer bir çalışmada ise bir cam iyonomer siman (*Ketac™ Cem*) ile *Ceramir® Crown & Bridge*'in sızdırmazlık özellikleri karşılaştırılmıştır. *Ceramir C & B* veya *Ketac Cem* kullanılarak termal döngüsel ve santrifüj uygulanmayan örneklerin her ikisinde mikro sızdırmazlık için istatistiksel olarak anlamlı fark ($p < 0.01$) bulunmuştur. *Ceramir C & B* düşük mikrosızıntı göstermiş ve bu mikrosızıntı değerinin *Ketac Cem*'den düşük olduğu da belirtilmiştir. Sonuç olarak, *Ceramir C & B*, tam döküm kronların simantasyonunda geleneksel simanların kullanımıyla karşılaştırıldığında üstün marjinal bütünlük gösterdiği bildirilmiştir (Pameijer ve ark., 2008b).

Pameijer ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, kendinden adezivli yeni bir siman olan *Ceramir® Crown & Bridge*'in tutuculuk özellikleri piyasada mevcut farklı yapıştırma simanlarıyla karşılaştırılmıştır. *Ceramir C & B* ve *RelyX™ Unicem*, istatistiksel olarak eşdeğer bir tutuculuk sergilerken test edilen diğer üç simana (*MaxCem™*, *Ketac™ Cem*, çinko fosfat) kıyasla daha yüksek tutuculuk özelliği sergilediği gösterilmiştir. Test sonuçlarına dayanarak, *Ceramir C & B*, geleneksel yapıştırma simanlarıyla karşılaştırıldığında daha iyi tutuculuk sağladığı belirtilmiştir (Pameijer ve ark., 2008c).

Yapılan diğer bir çalışma da ise, *Ceramir® Crown & Bridge*'in çalışma süresi, film kalınlığı ve baskı dayanımı incelenmiştir. İn vitro testlere dayanarak, *Ceramir C & B*'nin ağ oluşturma süresinin 4.8 dakika (± 0.1 dakika) ve film kalınlığının 15 μ m

(+/- 4) olduğu belirtilmiştir. Baskı dayanımı konusunda, *RelyX* yapıştırma simanına kıyasla istatistiksel olarak önemli bir fark ($p < 0.05$) bulunmuş ve 30 günde bir baskı dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir artış ($p < 0.05$) olduğu gösterilmiştir. Test sonuçlarına dayanarak, *Ceramir C & B*'nin çalışma zamanı ve film kalınlığı, ISO spesifikasyonlarının içinde iyi, *Ceramir C & B*'nin sıkıştırma kuvveti, ISO spesifikasyonları dahilinde *RelyX* yapıştırma simanından daha üstün ve 30 günlük bir süre boyunca da bu durumunun daha da arttığı belirtilmiştir (Pameijer ve ark., 2008d).

Yapıştırma simanlarının endikasyonları

Geçmişten günümüze kullanılan simanların endikasyonları aşağıdaki gibidir (Tablo 3.).

Tablo 3. Yapıştırma simanlarının endikasyonları.

	Tek MDSK 3-Birim köprü -Ara dönem duyarlılık yok -İyi tutuculuk	Tek MDSK 3-Birim köprü -Ara sıra duyarlılık -İyi tutuculuk	Tek MDSK 3-Birim köprü -Ara dönem duyarlılık yok -Zayıf tutuculuk	Tek MDSK 3-Birim köprü -Ara sıra duyarlılık -Zayıf tutuculuk	Uzun Köprü -Ara dönem duyarlılık yok -İyi tutuculuk	Uzun Köprü -Ara sıra duyarlılık -İyi tutuculuk	Uzun Köprü -Ara dönem duyarlılık yok -Zayıf tutuculuk	Tam Seramik, inley, Onley kron	İmplant üstü kron	1.Döküm Post-kor 2.Prefabrik post-kor 3.Fiber post	Yüksek Dayanımlı Seramikler
Çinko Fosfat Siman	✓	✗	✗	✗	✓	✗	✗	✗	✓	1. ✓ 2. ✓ 3. ✗	✗
CIS	✓	✗	✓	✗	✓	✗	✗	✗	✓	✓	✓
Rezin Siman	✓	✗	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓
RMCIS	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓
Kendinden Asitli Simanlar	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
CaAl Hibrid S	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓

✓ : En iyi seçenek. ✓ : İyi ama daha iyisi var. ✗ : Kullanılmaz.

(Pameijer, 2012)

2.2. Dental Simanların Diş Dokusu İle Bağlantısı

Diş hekimliği alanında kullanılan simanların diş dokusuna adezyonu, üzerinde durulması gereken önemli konulardan biridir. Bu nedenle kullanılacak ideal

materyallerin, diş dokusunun özelliklerine benzer özellikler taşıması gerekmektedir. Mine ve dentine iyi adezyon sağlaması ve ağız içinde yapısal değişimlere uğramaması gerekmektedir (Çelebi ve Nalbant, 2002).

Dişin anatomik kronunu çepeçevre saran mine, ektodermden gelişen ameloblast hücreler tarafından oluşmaktadır. Mine dokusu, ağırlık olarak yaklaşık %1-2 organik, %1-4 su ve %95-98 inorganik materyal içeren kristalize yapıyı andırmaktadır. İnorganik kısmı hidroksiapatit kristaller oluştururken, organik kısmı da kollajenler oluşturmaktadır. Minenin yapısında milyonlarca mine prizmaları, prizma kını ve interprizmatik matriks bulunur. Minenin yapısında bulunan mine prizmalarının mine-dentin bileşimlerinden dişin dış yüzeyine doğru dik olarak uzandığını belirtilmiştir (Roberson ve ark., 2006).

Mine yüzeyinde yeterli pürüzlendirmenin sağlanabilmesi için 15-30 sn asit uygulanması önerilmektedir. Minenin pürüzlendirilmesi konusunda asidin konsantrasyonu, formu, çeşidi, uygulama süreleri, minenin mineral içerikleri, minede preperasyon yapıp yapılmadığı gibi çeşitli etkenler rol oynamaktadır (Dayangaç, 2000).

Diş dokusunun büyük bölümünü kaplayan dentinin rengi sarımsı beyazdır ve ışığı yarı geçirgen özelliği bulunmaktadır. Kompakt kemikten daha sert bir yapıya sahiptir. Kimyasal yapı ve gelişme açısından kemiği andırmaktadır. Kırılgan ve sert olan minenin tersine hafif deformasyonlara karşı koyabilmekte ve elastik özellik sergileyebilmektedir. Dentin dokusu, ektomezenşimden geliştiği görülen odontoblast hücreleri yardımıyla yapılmaktadır (Şentut, 2007).

Dentinin geçirgenlik özelliği, adezyon konusunda sorunlar yaşanmasına etken bir diğer husustur. Aşırı duyarlı dentin, sklerotik dentin, abrazyon, çürük veya erozyonlu dentin, pulpaya yakın olan derin dentin yada pulpadan uzak yüzey dentini geçirgenlik bakımından büyük farklılıklar gösterir. Sklerotik dentin; tübüllerin hem içerisinde hem de dışarısında mineralizasyon artar ve dolayısıyla geçirgenlik azalır. Derin dentinde tübül sayısı ve çapının artmasına bağlı dentin sıvısı çokken yüzey dentininde sıvısının daha az olduğu görülmektedir (Roulet ve Degrange, 2000).

Dentin dokusunda preparasyon yapıldıktan sonra 0.5-2.0 µm kalınlığında smear tabakası oluşmaktadır. Smear tabakası tükürük, bakteri ve kan hücreleriyle birlikte denatüre kollajen içermektedir. Dentine adezyonun sağlanabilmesi konusunda, adeziv diş hekimliği alanında iki farklı görüş bulunmaktadır. Bu görüşlerden biri smear tabakasının bakteri içermeksizin ve ilerde restorasyon altında çözünüp, mikrosızıntıya neden olacağı için tamamen uzaklaştırılması gerektiği, diğer bir görüş ise de bu tabakanın pulpa için koruyucu tabaka özelliği taşıdığı yönünde olmasıdır. Bu yüzden smear tabakasının modifiye edilip korunması gerektiği düşünülmektedir (Lin ve ark., 2010).

Diş dokularındaki farklılıklar ve dentinin yapısal ve biyolojik özellikleri, dentin ve adeziv arayüzeyindeki hibrid tabakayı oluşturan kolajen ve rezinin meydana getirdiği hibrid tabakanın yapısını etkilemektedir. Çürüksüz diş dokuları ile karşılaştırıldığında çürükten etkilenen diş dokularında oluşan hibrid tabakanın daha karmaşık bir yapıya sahip olduğu ve bu durumun dentin bağlantı direncini düşürdüğü bildirilmiştir (Spencer, 2005).

Dentinin farklı bölgelerinde uygulanan *total-etch* ve *self-etch* adezivler ile elde edilen bağlanma değerleri bölgesel dentin yapısının durumuna ve yaşlılığına göre değişebilmektedir. Yuan ve arkadaşları, servikal bölgedeki sement ve proksimal bölgedeki yüzeyel dentine uygulanan farklı *total-etch* ve *self-etch* adezivlerin oluşturdukları hibrid tabakanın kalitesini karşılaştırdıkları çalışmalarında tüm adezivlerin sementte dentine göre daha kalın bir hibrit tabaka oluşturduğunu, iki basamaklı *self-etch* adezivlerin daha az nanosızıntı göstererek servikal sement bölgesinde kullanılabileceklerini bildirmişlerdir (Yuan ve ark., 2008).

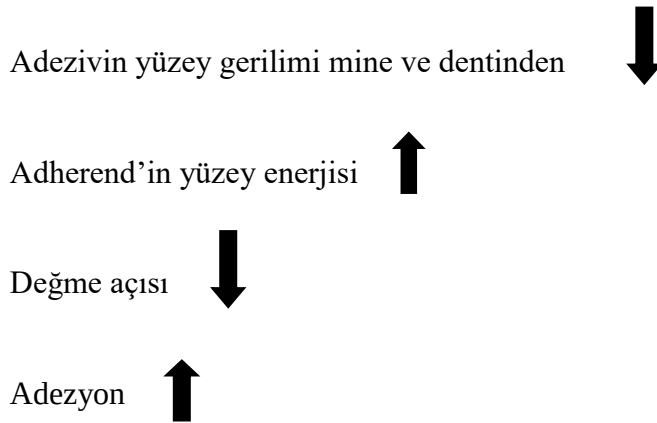
Restorasyonun yaşanmasına bağlı olarak rezin-dentin bağlantısı, mine dokusuna göre zayıflamaktadır. 3-6 aylık bir in vitro yaşlandırma sonrasında bağlantı direncinin %30-40 oranında azalarak dentin matriksinin bozulmaya uğradığı gösterilmiştir. *Self-etch* ve *total-etch* sistemlerin sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine adezyonları incelendiğinde, rezin dentin arayüzünün ultrastrüktürel yapısında ve bağlanma değerlerinde farklılıklar olmaktadır. Her iki tip dentin bağlantı sisteminin sağlam dentine bağlanma değerleri, çürükten etkilenmiş dentine kıyasla daha yüksektir. *Total-etch* sistemler özellikle çürükten etkilenen dentin yüzeylerinde

zamana bağılı olarak *self-etch* sistemlerden daha yüksek bağlanma değerleri göstermektedir (Erhardt ve ark., 2008).

Diş hekimliğinde adezyon pek çok alanda görülmektedir. Restorasyonların retansiyonu, sabit-hareketli protezler, ortodonti ve estetik diş hekimliği bunlardan bazılarıdır. Total protezlerin tükürük yardımı ile yumuşak dokuya tutunması diş hekimliğinde adezyona en basit örnektir (Perdigao ve ark., 2000).

Dentinde adezyonu sağlamak nispeten daha zordur. Minenin esas yapısı hidroksiapatitten oluşur, apatit yüksek yüzey enerjisine sahiptir. Oysa dentin dokusunun yapısı mineden farklıdır, %70 hidroksiapatit, %30 organik madde içerir. Bu organik maddeler kollajen ve sudur. Kollajenin yüzey enerjisi (KYE) düşüktür ve dentin KYE değeri 44.8 dynes/cm dir. Böylesine düşük KYE'ne sahip dentinin ıslatılabilmesi oldukça zordur ve adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir. Dentin ayrıca dentin tübülleri, peritübüler dentin, intertübüler dentin yapılarını içerir. Dentin, dentin tübülleri içerisinde bulunan dentin lenfi dolayısı ile nemli bir dokudur. Bu nem ve dentinin kesilmesi ile oluşan smear tabakası adezyonu olumsuz yönde etkiler. Ancak son yıllarda geliştirilen yeni adeziv teknikler-dentin adezivler ile adezyon arttırılmaktadır (Perdigao ve ark., 2000).

Ağız ortamında pek çok faktörün adezyonu etkilediği açıktır.



Siman ile diş arasındaki bağlanmanın giderek artması polialkenoik asit sayesinde fosfat iyonlarının difüze olmasıyla gerçekleşir. Böylece elektriksel denge

sağlanır. Difüze olduğu görülen bu iyonlar, simanla dişin arasında iyondan zengin tabaka oluşturup; simanın hem dentine hem de mineye sıkı bir şekilde tutunması sağlanır. Cam iyonomer simanla dişin arasında en yüksek bağlanma kuvvetinin siman tamamıyla sertleştiğinde gözlenir. Cam iyonomer simanın tozuna likit eklenmesi ile birlikte cam yüzeyi hidrojen iyonlarına maruz kalmaya başlar ve bu da alüminyum ve kalsiyum iyonlarının salınmasına sebep olur (Saito ve ark., 1999).

Bağlantı, poliakrilik asidin yapısındaki karboksilat grupları, diş yapısında bulunan hidroksiapatit kristallerdeki fosfat ve kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girer ve iyonik bağ oluşturarak gerçekleşir. Fosfat iyonlarının iyonik denge sağlaması için kalsiyum iyonu alır, böylelikle cam iyonomer siman ile diş yapılarının arasında iyondan zengin bir bölge oluşur. Dentinden daha çok inorganik ve hidroksiapatit komponent içererek; daha homojen olması sebebiyle minede daha çok iyonik bağ oluşur. Bu sebeple CİS'lerin dentine göre mineyle daha kuvvetli bağlantı oluşturur (Toledano ve ark., 1999).

Siman, dişin çevresinde visköz yapıya dönüşür ve siman, sertleşme reaksiyonunun başlamasında dişle arada sıkı bir adaptasyon sağlar. Sertleşme süresinde siman, nem kontaminasyonu kontrolünde tutulursa simanla dişin arasında sıkı bağlantı korunur. Simanla dişin arasında oluşan iyon değişimleri de uzun sürebilir. Dentinin inorganik yapısının mineden daha az olması; cam iyonomer simanın dentine bağlanmasının mineye bağlanmasından daha zayıf olduğunu belirtmek gerekir. Bunun yanında hem tübül çaplarındaki artış, hem de dentinin nemliliğinin artma durumları derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırır (Baldağ, 2014).

Polikarboksilat simanlarda ise, diş yapılarına adezyon sergileyen ilk geliştirilmiş siman olarak gündeme gelmiştir. Diş dokusuna kimyasal bağlanır. Baskı ve gerilme direncinin düşük olduğu görülür. Plastik deformasyona uğramakta ve suda çözünürlüğü yüksektir (Kurata ve Umemoto, 2008).

Mine ve dentin dokularındaki Ca iyonlarla şelasyon yapıp; kimyasal bağlantı sağlar. Dentine ve mine bağlanma bakımından fosfat simandan üstün olduğu görülür. Bunun yanında kron metal yüzeylerine tutunma durumu çinkofosfat ve güçlendirilen çinko oksit öjenol simandan daha kötüdür (Çelebi ve Nalbant, 2002).

Cam iyonomer simanlarının dişe bağlanmasını arttırmak için poliakrilik asit kullanımının iki önemli avantajı olduğu görülür. Bunlardan ilki, poliakrilik asit simanın yapısındaki asit nedeniyle simanla dişin arasında tortu kalmasına sebep olmamasıdır. İkincisi de, diş yapılarının ıslanabilirliğinin artması ve dentinde bulunan fosfat ve kalsiyum iyonlarının aktive olmasını sağlamasıdır (Watson, 1999).

Diş dokusuna mekanik bağlandığı daha öncede belirtilen çinko fosfat simanın dayanıklılık düzeyi oldukça yüksek olmasına karşın gerilme direncinin düşük olduğu görülür (Aksoy vd., 2012: 126). Bununla birlikte çinko oksit ojenol siman, dentin kanallarını tıkama kapasitesi yüksek siman türüdür. Sızıntı az olduğu için bakterilerin pulpaya geçişmesini azaltır. Pulpal iyileşmeyi kolaylaştırır. Buna karşın dokular ile direkt temas etmesi durumunda irritandır. Düşük dayanıklılıkla abrazyonun karşısında düşük direnç, ağız içi sıvılarında çözünme ve parçalanma gibi dezavantajları bulunur (Önal, 2004).

Poliasit modifiye kompozit rezinler, diş yapılarına iki farklı mekanizmayla bağlanmaktadır.

1. Mekanizma, hidrofilik karboksilat gruplarının (-COOH), asit uygulanmayan diş yüzeyinde bulunan kalsiyum iyonlarına iyonik bağlar ile bağlanmasıyla gerçekleşir (Hes ve ark., 1999).
2. Mekanizma, diş yüzeyine bağlayıcı sistemlerin uygulanması ile meydana gelir. Adeziv ve primer sistemlerin yapısında bulunan fosfat gruplarıyla hidroksiapatitin yapısında olan kalsiyum iyonlarının arasında iyonik bağlar oluşur (Köseler, 2017).

Bunun yanında adeziv rezinin yapısındaki metakrilat bazlı rezinler fotopolimerizasyonu sırasında serbest radikal polimerizasyonu gerçekleşir. Yapısında çapraz bağlar oluşan adeziv rezin dentin tübüllerine penetre olarak yüzeyde hibrit tabakası benzeri bir yüzey meydana getirmekte ve mikromekanik adezyon sağlanmaktadır. Kompomerlerin dentine olan bağlantı kuvveti rezin tag oluşumunun bağlantıyı kuvvetlendirmesi nedeniyle mineye olan bağlanma kuvvetinden daha yüksektir (Nicholson, 2007).

2.3. Üzüm (Vitis Vinifera) ve Proantosiyanidinler

Vitaceae familyasından olan üzüm (*Vitis vinifera*), dünyada en çok yetiştirilen meyve türlerinden biridir (Uzun ve Bayır, 2008). Üzüm çekirdeği, özellikle proantosiyanidinler için hem nicelik ve hem de nitelik açısından zengin bir kaynaktır.

Üzüm çekirdeğinin ana fenolik bileşikler proantosiyanidinlerdir. Bunlar prosiyanidin oligomerleri (PCO'lar), prosiyanidinler veya kondanse tanenler olarak da bilinir ve üzüm çekirdeğinin dış çeperinde bulunur. Prosiyanidin oligomerleri, kateflinler ve lökosiyanidinlerden oluşur. Asit ortamda ısıtıldıklarında, PCO'lardan siyanidin açığa çıkar. Üzüm çekirdeği özütünün de önemli bir doğal antioksidan olduğu bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda üzüm çekirdeği özütünün vitamin E'den 20 kat, vitamin C'den 50 kat daha iyi bir antioksidan olduğu gösterilmiştir (Carpenter ve ark., 2007).

Flavonoller insan diyetinde monomerler, oligomerler ve polimerler halinde bulunan flavonoidler sınıfındandır. Oligomer ve polimer proantosiyanidinler (PA) veya sıkıştırılmış taninler olarak adlandırılırlar. Prosiyanidin veya prodelfinidin olarak bilinen (epi)kateşin veya (epi)gallokateşinlerden oluşmaktadır (Donovan, 2002). Proantosiyanidin epikateşinlerin A-tip oligomerleridir (Duarte, 2006). Normal bir insan gün içinde meyve, sebze, çikolata, çay gibi gıdalar ile 460-1000 mg polifenol almaktadır (Bentveña ve Whitney, 2002).

Proantosiyanidinler (PA'lar) meyvelerde, sebzelerde, kuruyemişlerde, tohumlarda, çiçeklerde ve kabuklarda bulunmaktadır ve bioflavonoidler sınıfının doğal olarak oluşan bitki metabolitlerine girmektedir. 1947'de Jack Masquelier, rastlantısal bir şekilde fıstık kabuğunda bulunan oligomerik proantosiyanidinleri (OPC) keşfetmişti.

Bitkiler, en çok elma, deniz çam kabuğu, tarçın, Aronia meyvesi, kakao çekirdeği, üzüm çekirdeği, üzüm derisi (prosiyanidinler ve prodelfinidinler) ve kırmızı *Vitis vinifera* şarabı (Avrupa şarabı) PA içermektedir. Ayrıca yaban mersini, kuş üzümü, yeşil çay, siyah çay ve diğer bitkilerde de bu flavonoidler bulunmaktadır. Bunların içerisinde kakao çekirdekleri en yüksek konsantrasyonda PA içermektedir. Bu biyoflavanoid ayrıca *Quercus petraea* ve *Quercus robur* odunlarından (şarap fıçısı

meşeleri) izole edilebilmektedir. Açaí ağacının (Euterpe oleracea) meyvesinden elde edilen Açaí yağı birçok prosiyanidin oligomeri bakımından zengin olduğu bilinmektedir.

2.3.1. Tıp alanında önemi

PA'lar, antioksidan, antimikrobiyal ve antienflamatuar özellikleri, kardiyovasküler hastalıklara etkileri, antialerjik ve fosfolipaz A2'ye karşı enzim inhibe edici aktiviteleri, A2, siklooksijenaz ve lipooksijenaz gibi fizyolojik aktiviteleri nedeniyle beslenme, sağlık ve tıp alanlarında popülerlik kazanmışlardır. PA'ların toksit olmadığı ve tip 1 kollajen fibrillerin çapraz bağlarını stabilize ettiği ve arttırdığı bilinmektedir.

2.3.2. Kimyası ve genel özellikleri

PA veya yoğunlaştırılmış tanen, yoğunlaştırılmış flavon-3-ol alt birimlerinden, kateşin, epiketaşin ve epiketaşin-3-O-gallattan oluşmakta ve esas olarak C4-C8 ile bağlanmaktadır. Bu dört monomer molekülüne (kateşin, ent-kateşin, epiketaşin ve ent-epiketaşin), farklı interflavonoid bağ türlerine ve çeşitli zincir uzunluklarına dayanan yüksek yapısal çeşitlilik, ajanın kendine has özelliklerindendir (Han ve ark., 2003).

PA'ya, kolajen gibi prolin bakımından zengin proteinlere, (Hagerman ve Butler, 1981) ve kollajen biyosentezi için gerekli olan enzim prolin hidroksilaz aktivitesine bağlanma kabiliyeti nedeniyle özel dikkat gösterilmiştir (Ku ve ark., 2007). Doğal olarak meydana gelen bir çapraz bağlantı ajanının, sentetik olanlara göre iyi biyouyumluluk ve genipinden daha hızlı bir reaksiyon oranıyla geniş biyolojik aktiviteler göstermektesi avantajları arasında yer almaktadır.

PA'nın kombine çapraz bağlanma potansiyeli ve antikolagenolitik etkileri, hibrit katman içindeki dentin kollajeninin bozulmasının önlenmesinde yararlı olduğu düşünülmektedir. Liu ve arkadaşları, hibrit tabakanın altındaki zayıflamış demineralize dentin'nin, PA biyomodifikasyonu ile mekanik olarak güçlendirilebileceğini ve bağlantı arayüzünün stabilizasyonuna katkı sağlayacağını göstermişlerdir (Liu ve ark., 2014).

PA, karbonhidratlar ve proteinlerle çözünmeyen kompleksler oluşturabilen yüksek oranda hidroksillenmiş yapılardan oluşmaktadır (Bravo, 1998). PA kaynaklı çapraz bağlantı mekanizması kovalent, iyonik, hidrojen bağı ve hidrofobik etkileşimleri içerdiği bildirilmiştir. PA ve kollajen arasındaki çapraz bağlantı mekanizması, öncelikle, PA uygulanmış kollajeni stabilize etmek ve mekanik özelliklerini arttırmak için ana kuvvet olan kovalent ve hidrofobik bağlara ilave olarak, protein amit karbonil ve fenolik hidroksil grupları arasında hidrojen bağının oluşması ile sağlanmaktadır (Hagerman ve Klucher, 1986).

2.3.3. Diş hekimliğindeki önemi

Rezin ve diş dokusu arasındaki bağlantının dayanıklılığı, adeziv restorasyonların klinik ömrü için büyük önem taşımaktadır. Bununla birlikte, siman-dentin bağlantısının uzun vadeli stabilitesi hala sorgulanmaktadır (Nagpal ve ark., 2015). İn vitro araştırmalar, çağdaş hidrofilik dentin simanlarıyla elde edilen rezin-dentin bağlantılarının, kollajenolitik enzimler (matriks metalloproteinazlar ve sistein katepsinler) tarafından kollajen hidrolizine bağlı olarak zamanla kötüleştiğini göstermiştir (Manuja ve ark., 2012; Manuja ve ark., 2011; Manuja ve Nagpal, 2012; Batra ve ark., 2014; Manuja ve ark., 2012b; Nagpal ve ark., 2007; Nagpal ve ark., 2014; Nagpal ve ark., 2011) (Tablo 1). PA, simanlarda ve restoratif diş hekimliğinde doğal bir kolajen çapraz bağlantı ajanı olarak kullanılmıştır. PA, üzüm çekirdeği ve kakao çekirdeğinden su, aseton ve etanol gibi normal ve toksik olmayan çözücüler ile kolayca çıkarılabilmektedir. Bunun yanında üzüm çekirdeği özütünün eksojen çapraz bağları indüklediği de bildirilmiştir.

2.3.4. Dentin mekanik özelliklerine etkisi

Üzüm çekirdeği özünden elde edilen proantosiyanidin güvenli ve etkin bir şekilde kollajen dokuda çapraz bağların oluşmasını sağlamaktadır. Kollajenin üçlü sarmal yapısının doğal inter ve intramoleküler çapraz bağlarının varlığı stabilize ve dayanıklılığı için temel oluşturur. Diş hekimliğinde bu bağlar demineralize dentine uygulanan restoratif materyallerin mekanik başarısından sorumludur. Dışarıdan kollajen çapraz bağlar oluşturabilecek ajanların kullanımı ek inter ve intramoleküler

çapraz bağların oluşumuna neden olabilir. PA çapraz bağların oluşumunu sağlayabilecek doğal bir ajandır. Kollajen gibi prolinden zengin yapılarda hidrojen ve kovalent bağların oluşumunu sağlar (Botta, 2012).

Restorasyonların en zayıf noktası olarak bilinen rezin dentin arayüzüdür. Bu bölgede görülen kayıplar oral sıvıların ve endojenöz patojenlerin dentin kanallarına ulaşmasına neden olabilmektedir. Kollajen doku degradasyonu bu tür kayıpların oluşumu için öngörülen en önemli risk faktörlerindendir. Castellan ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarında zamana bağımlı olarak iki farklı proantosiyanidin kaynağının dentin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kaynak içeriğindeki proantosiyanidin kalitesi ile birlikte süreye bağımlı olarak mekanik özelliklerin de arttığını görmüşlerdir. Önemli bir nokta olarak uygulama öncesi 10 dk. lık proantosiyanidin uygulamasını önermişlerdir (Castellan ve ark., 2010a).

Bazı çalışmalar PA'nın dentin kollajen matriks stabilizatörü olarak işlev gördüğünü, böylece dentinin mekanik özelliklerini geliştirdiğini ve biyobozunmaya karşı direncini arttırdığını göstermiştir (Verma ve ark., 2013; Napgal ve ark., 2013; Sharma ve ark., 2015).

Temas açısı ölçümleri, PA ile modifiye edilmiş kolajen film tabakalarının hidrofobikliğinin, PA ile kolajen arasındaki çapraz bağlanmanın bir sonucu olarak geliştiğini göstermiştir.

Kollajen / PA film tabakasının su buharı geçirgenliği, yoğun bir yapı oluşumu nedeniyle artan PA içeriği ile azalırken nem geçirgenliği önlenmektedir (Castellan ve ark., 2010b).

Demineralize dentinin PA ile işlenmesi, basitleştirilmiş *etch and rinse* adezivlerin hem çürüksüz hem de çürük dentinlere bağlantısını arttırmıştır. Ayrıca, asitlenmiş dentin üzerinde PA kullanılmasından sonra bağlantı ara yüzlerinin nanomekanik özellikleri iyileşmiştir.

Green ve arkadaşları denenmiş simanlardan salınan PA'nın, kollajenin bölünme bölgesini maskeleyerek kollajenaz aktivitesini azalttığını, böylece kollajenin kollajenaz ile degradasyon direncini arttırdığını göstermiştir (Green ve ark., 2010). Bu

nedenle, kollajen molekülleri üzerindeki birçok bölgede PA hidrojen bağı oluşumunun olası bölünme bölgelerini azalttığı düşünülmektedir.

Castellan ve arkadaşları dentin kollajen matriksinde interfibriller çapraz bağı indüklenmesinin de şişme oranında bir azalmayla sonuçlandığı bildirildi. Bu da, PA ile tedavi edilen dentin matriksin kolajenaz emiliminin azalmasına ve enzimatik bozulmanın azalmasına neden olabilmektedir (Castellan ve ark., 2010a).

Castellan ve arkadaşları PA uygulanmış dentin matrisinin elastikiyetini arttırdığını ve yapay tükürükte bakteriyel kollajenaz tehdidinden koruduğu ve 1 yıllık yaşlandırma sonucunda bile bu etkinin devam ettiği bildirilmiştir. Ek olarak, 1 yıl yaşlandırmanın ardından demineralize dentin için gelişmiş bağlantı direnci ve uzun süreli stabilizasyon sağlandığı bildirilmiştir (Castellan ve ark., 2013).

2008 yılında, Qian Xie ve arkadaşları %6.5 üzüm çekirdeği özütü uygulaması yapmışlar ve diş köklerinde dentinin remineralizasyonuna katkıda bulunduğunu tespit etmişlerdir. Mahkamah ve ark.'nın 2013 yılında yaptıkları çalışmada, %12.5 üzüm çekirdeği özütünün birincil diş minesi yüzeylerinin remineralizasyon süreci üzerinde olumlu etkilerinin olduğunu saptamışlardır (Saragih ve ark., 2017).

2.4. Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

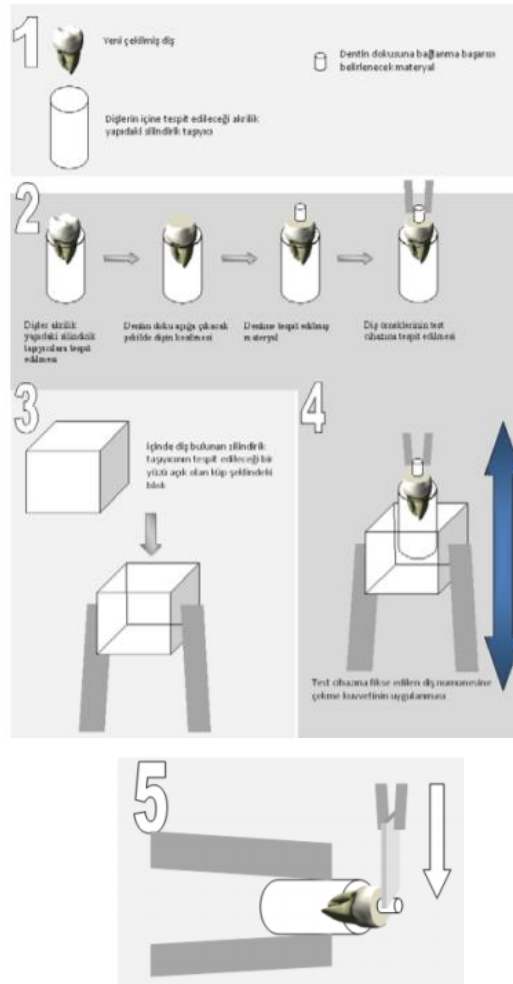
2.4.1. İn-vitro bağlanma testleri

Dental materyallerin değerlendirilmesi konusunda in-vivo testlerin önemli yeri olduğu bilinmektedir. Buna karşın bu testlerin, oral kavite içinde oluşan çeşitli streslerin restorasyondaki etkileri doğru bir şekilde ayırt etmek mümkün olmayabilmektedir. Modern bağlayıcı sistemlerindeki hızlı gelişim, güvenilir ve sağlam ürün dökümanına ihtiyaç duyulması in-vitro testlere yönelmemize neden olmuştur. Laboratuvar testleriyle diğer değişkenler sabit tutulurken, bir tek etki değerlendirmeye alınabilmektedir. Diğer taraftan klinik denemelerin çoğunda retansiyon oranlarının incelenmesinde yaşanan kısıtlamalar, ileriye dönük ürün gelişimlerine açıklık sağlayamamaktadır. Bu nedenle in-vitro testlerle ürün kontrolünün sağlanması için bir fırsat sağlanırken, materyal gelişimine de önemli katkı sağlanmaktadır (Yavuzer, 2013).

İn-vitro şartlarında dentine ve mineye adezivlerin bağlanma etkinliklerinin ölçümü için bazı test yöntemleri kullanılmaktadır (Burke ve ark., 2008). Bunları aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür:

2.4.1.1. Makaslama bağlanma direnci testi

Herhangi bir cisme dışardan uygulanan kuvvetle, cismin iç yapısında moleküler düzeyde kuvvet oluşur. Dış kuvvetin karşısında direnç gösteren bir kütlenin birim alanında oluşan kuvvete gerilim adı verilir. Yapılan bilimsel araştırmalarda en fazla tercih edilen kuvvet biriminin Newton, gerilim biriminin de $N/mm^2 = MPa$ (Megapaskal) olduğunu burada belirtmek gerekir (Yöndem, 2006).



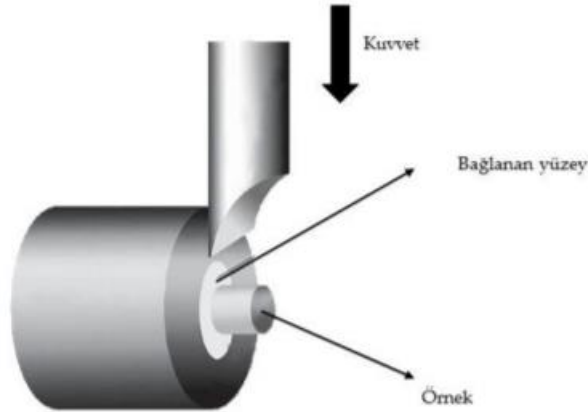
Şekil 4. Makaslama ve çekme testlerinin uygulanışı.

(Ayaz ve ark., 2011)

Gerilme türleri yönlerine göre üçe ayrılır:

1. Çekme gerilimi: Bir yapının uzatılması için çalışan yükün karşısında oluşan gerilimi ifade eder.
2. Basma gerilimi: Bir yapının sıkıştırılması için çalışan yükün karşısında oluşan gerilimi tarif eder.
3. Makaslama gerilimi: Bir yapının bir bölümünün, diğer kısmına paraleldir ancak ters yönde etkileyen deforme edici kuvvete karşı oluşan gerilimi ifade eder.

Çekme uygulandığı zaman, cismi oluşturan moleküllerin birbirlerinden kopmasına karşı direnmek durumunda kaldığı görülür. Basma uygulandığıdaysa sıkışma karşısında direnç meydana gelir (Şekil 4.). Makaslama geriliminin uygulanma durumunda da cismin bir bölümünün diğerinin üzerinden kayıp; geçmesi ile moleküllerin ayrılmasına karşı direnme meydana gelir (Philips, 1991).



Şekil 5. Makaslama bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

(Ongun, 2018)

Makaslama bağlanma direnci testi, materyal karşılaştırmada sıkça kullanılan pratik ve güvenilir bir yöntem olarak bilinir (Taher ve Ateyah, 2007). Bir bağlantı yardımıyla iki materyalin bağlandığı “3-10 mm’lik” yüzeye bıçak sırtı şeklinde bir aparatla kırık oluşuncaya dek sabit hızla kuvvet uygulama esası söz konusudur (Şekil

5)(Resim 1.). Bağlanma dayanım değerlerinin ayrılma esnasında uygulanan kuvvet değerlerinin bağlanma yüzey alanına bölümüyle hesaplanır. Kuvvet uygulama hızı değeri test edilen materyallerin elastik ya da kırılğan olmasına bağlı olarak değişir. Buna karşın genel olarak da 0,5 mm/dakika olduğunu belirtmek gerekir (Yavuzer, 2013).



Resim 1. Makaslama bağlanma direnci test cihazı.

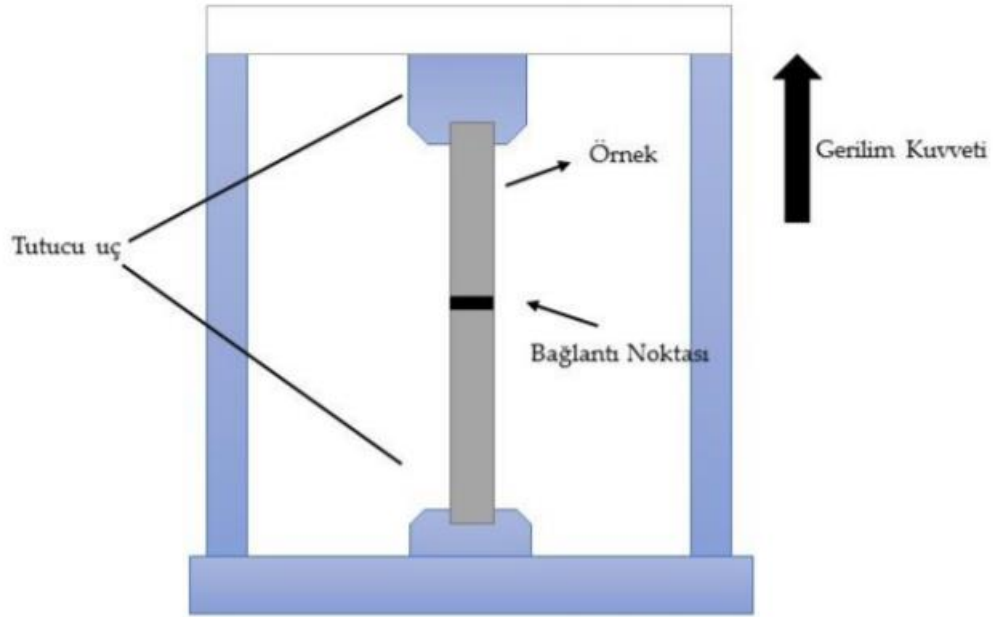
(Ayaz ve ark., 2011)

Test dişlerin depolandığı solüsyon, termal siklus varlığı, yüzey preparasyonu, dentinin kalınlığı, diş hekiminin becerisi, başlık hızı, şekli ve kalınlığı gibi birçok parametreye hassasiyeti vardır. Bağlanma yüzeyine kuvvet uygulayan parçanın en yakın olarak konumlandırma gerekliliğinin; standardizasyon eksikliği sebebiyle çalışmaların karşılaştırılmasının zor olduğu testin sınırlamalardır (Yavuzer, 2013).

2.4.1.2. Gerilim (çekme) bağlanma direnci testi

Alt yapı ve üst yapı ara yüzeyindeki bağlanma direncinin ölçülmesi için kullanılan in vitro test yöntemi ifade etmektedir. Özellikle homojen olmayan streslerinin oluşumu engellendiğinden tercih edilir. Bu yöntemde, üst yapı seramiğiyle alt yapının birbirlerinden ayrılması için bağlanma noktalarına dikey çift taraflı çekme kuvveti uygulanır. Materyallerin bağlantı noktalarında kopmanın oluştuğu anda görülen kuvvet değeri ölçülmektedir (şekil 6.). Uygulama kolaylığı ve hızlı sonuç alınması gibi avantajlarının yanı sıra, örneklerin hazırlanmasının zor olması ve üst yapı seramiğinde çatlakların oluşabilmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Sonuçta,

homojen olmayan stres dağılımlarına bağlı olarak koheziv kopmalar ve hatalı veriler meydana gelebilmektedir (Dündar ve ark., 2007).



Şekil 6. Gerilim bağlanma direnci test düzeneğinin şematik görünümü.

(Ongun, 2018)

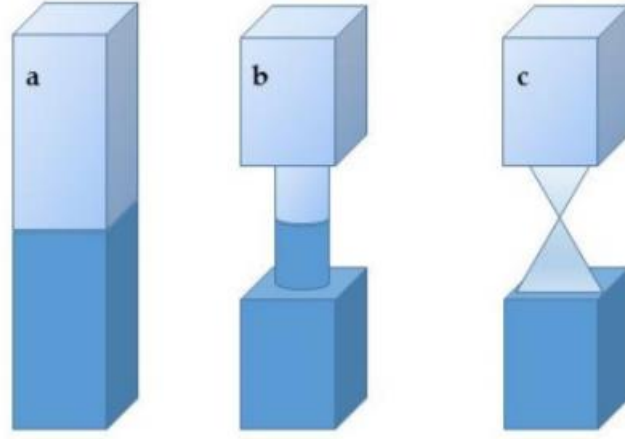
2.4.1.3. Mikrogerilim bağlanma testi

Mikrogerilim deneyleri için öncelikli olarak yapıştırılan test örneklerinden su soğutma altında ince kesitlerin alınma şartı vardır. Bu kesit alımları iki şekilde olabilmektedir:

1: Örnekten vertikal yönünde 1 mm kalınlığında kesit alınır. Ardından bağlantı bölgelerine, bağlantı yüzeyi $1.6 \text{ mm}^2 - 1.8 \text{ mm}^2$ şekilde, kum saati şekli verilir (Üşümez, 2001).

2: Örneklerden $1 \times 1 \text{ mm}$ 'lik kesitler alınır. Bu kesit çubuklarına başka bir işlem yapmadan test gerçekleştirilir (Üşümez, 2001).

Bu iki yöntemden birinin kullanımıyla hazırlanan örneklere de mikrogerilim testi uygulanır (Şekil 7.). Çekme kuvveti uygulanırken yük hızı genel olarak 1 mm/dak olmaktadır (Pashley ve ark., 1995).



Şekil 7. Mikro-gerilim test yönteminde kullanılan örnek şekilleri (a) düz çubuk, (b) dambıl şeklinde aşındırılmış, (c) kum saati şeklinde aşındırılmış.

(Ongun, 2018)

Bağlanma yüzey alanı 1 mm^2 veya daha küçüktür. Bağlanmanın ardından test edilecek olan örneğin oluşturulabilmesi için yapılan işlemler tekniğin hassas ve zor olmasına neden olur. Mikrogerilim test yönteminde, test edilecek örneğin bağlantı yüzeyinden su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas separeyle yaklaşık 1 mm^2 yüzey alanına sahip kesitler alınır, bu kesitlerin siyanoakrilat adezivle mikrogerilim test cihazına bağlanır; 1 mm/dk gerilim kuvveti uygulanarak; kopma anına dek çekilme işlemini ifade eder (Pashley ve ark., 1999).

2.5. Kırılma yüzey analiz yöntemleri

Bağlantı dayanımlarının değerlendirilmesi konusunda sayısal değerler ile beraber bağlantı ara yüzeylerindeki ayrılma çeşidi de önem taşır. Adeziv bağlantı sergileyen materyallerin kuvvete karşılık gösterdiği kütleli dirençlerin, ortaya çıkmasını sağlayan kırık tipini etkileyebilir. Kırık tiplerin oluşma biçimlerine bağlı olarak; koheziv ve adeziv kırık ve bunların her ikisinin birlikte gerçekleştiği kırılmalara “karışık kırık” denir. Adeziv kırıkların bağlanma yüzeylerinde olduğu görülürken, koheziv kırık, materyalin kendi içerisinde gösterdiği kırılmayı ifade eder. Karışık kırıklar; hem adeziv hem de koheziv kırık tiplerinin aynı zamanda gözlemlendiği kırıklar olduğunu belirtmek gerekir (Price ve Hall, 1999).

Hikita ve ark. (2007) yapmış oldukları kırık yüzey analiz sınıflamasında üç temel tip kırık yüzey gündeme gelmiştir (Şekil8.):

A: Dentin yüzeyinde koheziv

B: Siman-diş ara yüzeyinde adeziv

C: Diş yüzeyinde adeziv-koheziv

D: Simanda koheziv

E: Seramikte adeziv-koheziv (mix)

F: Seramik-siman ara yüzeyinde adeziv kırık (Şekil).



Şekil 8. Kırık yüzey analiz sınıflamasının şematik gösterimi.

(Hikita ve ark., 2007)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması için, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurul’undan izin alınmıştır (Etik Onay No: 632-2018).

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Farklı konsantrasyondaki üzüm çekirdeği özütlerinin diş yüzeyine uygulanmasıyla, farklı simanların dentin dokusuna olan bağlantı direncine etkilerinin in vitro olarak değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan yapıştırma materyalleri Tablo 4 ’de gösterilmiştir (Resim 2.).

Tablo 4. Çalışmada kullanılan materyallerin türleri ve kompozisyonları.

Materyaller	Türler	Kompozisyonlar
GC Fuji 1 Kapsül	Cam iyonomer siman	Toz: floroalüminosilikat camı Likit: Poliakrilik asit
Ketac Cem Plus	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Toz: floroalüminosilikat camı Likit: Metakrilatlanmış poliakrilik asit
Ceramir C&B QuickCap	Hibrit kalsiyum alüminat cam iyonomer siman	Tartarik asit Stronsiyum florür Poli (akrilik asit) Asitte çözünen cam (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ SrO-P ₂ O ₅ - NaO ₂ -F) Kalsiyum alüminat

Panavia V5	Dual-kur rezin siman	Primer: 10-MDP, HEMA, hidrofilik alifatik dimetakrilat, hızlandırıcılar, su Siman: Bis-GMA, TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, başlatıcılar, hızlandırıcılar, silanlı baryum camı doldurucu, silanlı floroalüminosilikat camı doldurucu, koloidal silika, silanlı alüminyum oksit doldurucu, dl komforokinon, pigmentler
-------------------	----------------------	--

(10-MDP: 10-metakriyonioksidesil dihidrojen fosfat; HEMA: hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-diglisidilmetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat).



Panavia V5 siman



Ketac Cem Plus siman



Ceramir C&B siman



GC Fuji 1 Kapsül siman

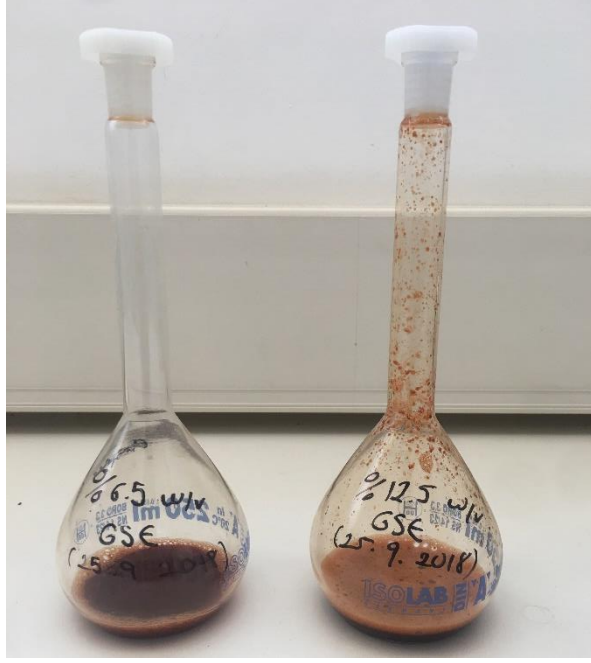
Resim 2. Çalışmada kullanılan simanlar (Panavia V5, Ketac Cem Plus, Ceramir C&B, GC Fuji Kapsül).

3.2. Dentin Örneklerin Seçimi

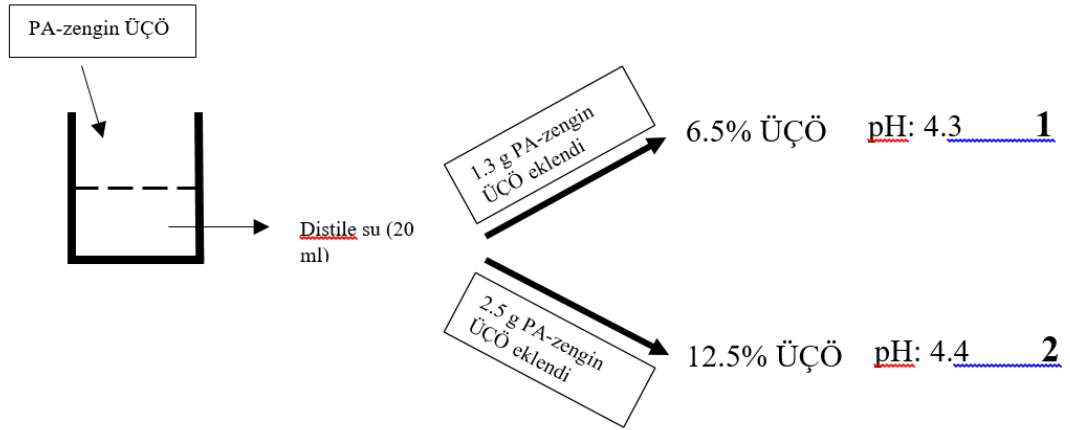
Bu çalışmada ortodontik ve/veya periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz 180 adet molar insan dişleri kullanılmıştır. Çekilmiş dişler, üzerlerindeki organik doku artıkları ve diş taşları temizlendikten sonra içerisinde distile su bulunan ağzı kapalı kaplarda 6 ayı geçmeyecek şekilde bekletilmiştir.

3.3. Proantosiyanidince Zengin Üzüm Çekirdeği Özütlерinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan iki farklı konsantrasyondaki proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütleri Yakın Doğu Üniversitesi Eczacılık Fakültesi'nde hazırlanmıştır (Resim3., Şekil9.). Hazırlanan ekstreler 6 ay içerisinde kullanılmıştır.



Resim 3. Üzüm çekirdeği özütleri.



Şekil 9. Üzüm çekirdeği özütlerinin farklı konsantrasyonda hazırlanmasının şematik görüntüsü.

1)% 6.5 w/v ÜÇÖ:% 6.5 w/v ÜÇÖ çözeltisi, distile suya (20 ml) 1.3 g PA-zengin ÜÇÖ (>% 95, Oligomeric Proanthocyanidin, Indena S.P.A., Milan, İtalya) ilave edilerek hazırlandı. % 6.5 w/v ÜÇÖ çözeltisi için pH metre (Seven Easy, Mettler Toledo, İsviçre) ile Ph 4.3 olarak kaydedildi.

2)% 12.5 w/v ÜÇÖ:% 12.5 w/v ÜÇÖ çözeltisi, distile suya (20 ml) 2.5 g PA-zengin ÜÇÖ (>% 95, Oligomeric Proanthocyanidin, Indena S.P.A., Milan, İtalya) ilave edilerek hazırlandı. % 12.5 w/v ÜÇÖ çözeltisi için pH metre (Seven Easy, Mettler Toledo, İsviçre) ile Ph 4.4 olarak kaydedildi.

3.4. Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Toplam 180 dentin örneği [n: grup başına 15; 12 grup (4 farklı siman, 2 farklı konsantrasyonda proantosiyanidin içeren üzüm çekirdeği özütü, bir kontrol)] molar dişlerden hazırlanmıştır.

Temizlendikten sonra distile su içerisinde bekletilen 180 adet molar diş, merkezi konumda olacak şekilde soğuk akrilikten(Heracus Kulzer Ltd, Newbury, London) elde edilmiş silindirlerin (20x25 mm) içerisine gömülmüştür (Resim 4.). Oklüzal yüzeyler akrilik blokların tabanına paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Her örneğin oklüzal yüzeyi, oklüzal pit ve fissürün altındaki seviyeye kadar elmas frez ile dişin uzun eksenine dik olacak şekilde kesilmiştir. Daha sonra dentin yüzeyleri, bir su soğutması altında pürüzsüz bir yüzey oluşturmak için 220-, 400- ve 600 grenli SiC kağıtları (ZiBo Sisho MT Kaplamalı Aşındırıcı CO, Ltd, Shandong, Çin) ile parlatılmıştır.



Soğuk akrilik

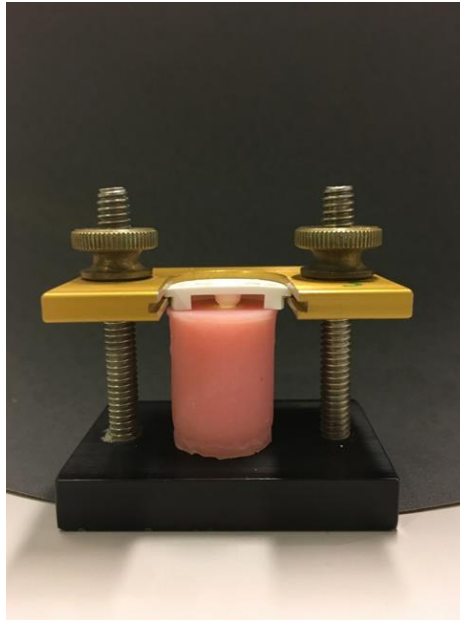
Akrilik blokların elde edilmesinde kullanılan malzemeler

Akrilik bloklara merkezi konumda yerleştirilmiş dişler ve kesilmiş dentin yüzeyler

Resim 4. Dentin örneklerin hazırlanması.

3.5. Bağlantı Direnci Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

Dört farklı siman grubu (P, C, K, G)(Resim 7., 8., 9., 10.) için 180 diş arasından rastgele 15'er diş seçilmiştir. Kontrol grupları için (CP, CC, CK, CG) PA- Zengin ÜÇÖ dentin üzerine uygulanmamıştır. Ancak % 6.5 (P6.5, C6.5, K6.5, G6.5) ve % 12.5 (P12.5, C12.5, K12.5, G12.5) PA-zengin ÜÇÖ grupları için, % 6.5 ve % 12.5 PA-zengin ÜÇÖ'leri, dentin üzerine 10 dakika boyunca uygulanmıştır. ÜÇÖ'leri uygulanan yüzeylere 10 saniye hava uygulanmıştır. Cam iyonomer siman (GC Fuji 1 Kapsül, GC Corporation, Tokyo, Japonya (G)), rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac Cem Plus, 3M, ESPE, St. Paul, MN, ABD (K)), rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya (P)) ve cam iyonomer modifiye biyoseramik siman (Ceramir Crown & Bridge QuikCap, Doxa Dental AB, Uppsala, İsveç (C)) dentin yüzeylerine üretici firmanın önerilerine göre uygulanmıştır (Tablo 5.). Simanlar, dentin yüzeylere 3 mm'lik kalıplarla Ultradent simantasyon sistemi kullanılarak uygulanmıştır (Resim 5.).



Resim 5. Ultradent simantasyon sistemi.

Rezin, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer siman grupları 24 saat 37 ° C'de distile su içerisinde bekletilirken, cam iyonomer modifiye biyoseramik siman grupları steril fosfat buffer çözeltisinde (Sigma-Dulbecco'nun Fosfat Tamponlu Tuzlu, Sigma- Aldrich, St. Louis, MO, ABD) 37 ° C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir (Resim 6.).



Resim 6. Çalışmada kullanılan etüv.

Resim 7. CP, P6.5 ve P12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.



Resim 8. CC, C6.5 ve C12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.



Resim 9. CK, K6.5 ve K12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.

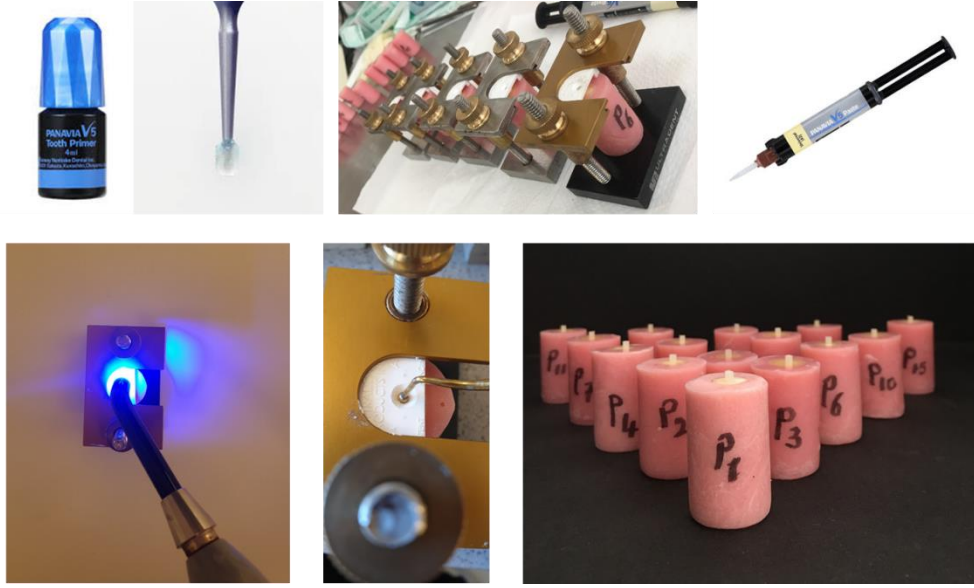


Resim 10. CG, G6.5 ve G12.5 gruplarında kullanılan dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan simanların uygulama yöntemleri.

MATERYAL	UYGULAMA YÖNTEMİ
Panavia V5	1-Panavia V5 Tooth Primer 20 sn uygulanmıştır (10 sn hava ile kurutulmuştur). 2- Şırınga sistemiyle karışımı otomatik ayarlanabilen siman iki katman halinde uygulanarak her katman 20 sn ışıklanmıştır. 3- Dentin üzerine uygulanan simanın ışık ile tam polimerizasyonu sağlandıktan sonra 37° C'de 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir (Resim 11.).
Ketac Cem Plus	1-<i>Clicker</i> sistemiyle üretilen simandan çıkan ayarlanmış miktardaki patlar 20 sn boyunca homojen bir karışım elde etmek için karıştırılmıştır (Karıştırma işlemi için plastik spatula kullanılmıştır). 2- Karışım, 2.5 dakikalık çalışma süresi içerisinde şırınga yardımı ile dentin yüzeylere uygulanmıştır. 3- Ultradent simantasyon sistemine yerleştirilen dentin yüzeylere iki katman halinde uygulanan simanın her bir katmanı 20 sn ışıklanmıştır. 4- Polimerizasyonun tamamlanması için 5 dk beklendikten sonra hazırlanan örnekler Ultradent simantasyon sisteminden çıkarılarak 37° C'de 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir (Resim 12.).
GC Fuji 1 Kapsül	1- Kapsüller açılır açılmaz 10 sn boyunca amalgamatörde karıştırılmıştır. 2- İki dakikalık çalışma zamanı içerisinde kapsüldeki karışım şırıngalar içine sıkılarak Ultradent simantasyon sistemine

	yerleştirilen dentin yüzeylere uygulanmıştır. 3- Sertleşme süresi olarak 10 dk bekletildikten sonra ultradent simantasyon sisteminden çıkarılan örnekler 37° C'de 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir (Resim13.).
Ceramir C&B	1- Kapsüller açılır açılmaz 8 sn boyunca amalgamatörde karıştırılmıştır. 2- İki dakikalık çalışma zamanı içerisinde kapsüldeki karışım şırınga içine sıkılarak Ultradent simantasyon sistemine yerleştirilen dentin yüzeylere uygulanmıştır. 3- İki dakikanın dolmasına yakın zamanda hazırlanan örnekler 10 dk boyunca %95 nemli 37° C'de bekletilmiştir (nem için: önceden 37° C'a ayarlanmış etüv içerisinde üstü açık distile su dolu bir kap yerleştirilmiştir). 4- Ultradent simantasyon sisteminden çıkarılan örnekler 37° C'de 24 saat fosfat buffer solüsyonu içerisinde bekletilmiştir (Resim 14.).



Resim 11. Çalışmada kullanılan Panavia V5 simanın uygulanış şekli.



Resim 12. Çalışmada kullanılan Ketac Cem Plus simanın uygulanış şekli.



Resim 13. Çalışmada kullanılan GC Fuji1 Kapsül simanın uygulanış şekli.



Resim 14. Çalışmada kullanılan Ceramir C&B simanın uygulanış şekli.

3.6. Bağlantı Direnci Testi ve Kırık Modunun Belirlenmesi

Hazırlanan örneklerin bağlantı direnci testi için Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde bulunan Universal test cihazı kullanılmıştır.

Bağlantı direnci (MPa cinsinden), bir yazılım programında (Nexygen Software, Lloyd Inc, Leicester, İngiltere) yükü 5.00 N, 0.750 mm / dak hızı olan Universal test cihazı (EZ-test 500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya) ile ölçülmüştür (Resim 15.). Bağlantı kopma bölgeleri, kırılma modlarını belirlemek için 40 x büyütmede stereomikroskop (Leica S8 APO; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) altında incelenmiştir (Resim 16.). Her örnek için kırılma modu aşağıda verilen üç kategoriden birine göre değerlendirilip, sınıflandırılmıştır:

- Adeziv
- Koheziv
- Adeziv + Koheziv (Karışık)



Resim 15. Makaslama bağlanma direnci testi düzeneği.



Resim 16. Kırılma modlarını belirlemede kullanılan stereomikroskop.

3.7. İstatistiksel Analiz

Tüm analizler istatistiksel bir yazılım kullanılarak yapılmıştır (SPSS 24 yazılımı, SPSS Inc., Chicago, IL, ABD). Her bağımsız değişkenin seviyelerine göre bağlantı kuvvetindeki olası farklılıkları analiz etmek için Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. İki taraflı grupların karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi yapılmış ve Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Friedman test prosedürleri, farklı konsantrasyonlarda bağlantı direnci verilerindeki farklılıkları gözlemlemek için kullanılmıştır. Testin olası etkileşim etkilerinde normal olmayan dağılımlar için 4x3 faktörlü ANOVA prosedürleri kullanılmıştır. Değişkenler arasındaki ilişkinin gücünü ve farklılıkların büyüklüğünü anlamak için η^2 (kısmi eta kare) etki büyüklüğü ölçütleri kullanılmıştır ($\alpha = 0.05$).

4. BULGULAR

Veriler normal dağılıma uymadığından gruplar arasında karşılaştırma yapmak için Kruskal-Wallis Varyans Analizi testi uygulanmıştır. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı olmasına rağmen, gruplar bilateral olarak Mann Whitney U-testi ile karşılaştırılmıştır (Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır).

Farklı PA - zengin ÜÇÖ konsantrasyonlarına sahip farklı simanların medyan, minimum (min), maksimum (maks) değerleri ve çeyrekler açıklığı (IQR) Tablo 6'da özetlenmiştir.

Farklı simanların kontrol grupları arasındaki istatistiksel analiz sonucunda, CP grubu CK ($p = 0.025$), CC ($p = 0.000$) ve CG ($p = 0.000$) gruplarından önemli ölçüde farklı bulunmuştur (Tablo 6.). Öte yandan, CK grubunun medyan bağlantı direnci değeri, CG grubunun medyan değerinden daha yüksektir ($p = 0.014$) (Tablo 6.). Diğer çiftler arasında bir fark olduğuna dair bir kanıt bulunamamıştır ($p > 0.05$).

Tablo 6. Farklı PA - zengin ÜÇÖ konsantrasyonları uygulanmış farklı simanların medyan, minimum (min), maksimum (max) değerleri ve çeyrekler açıklığı (IQR).

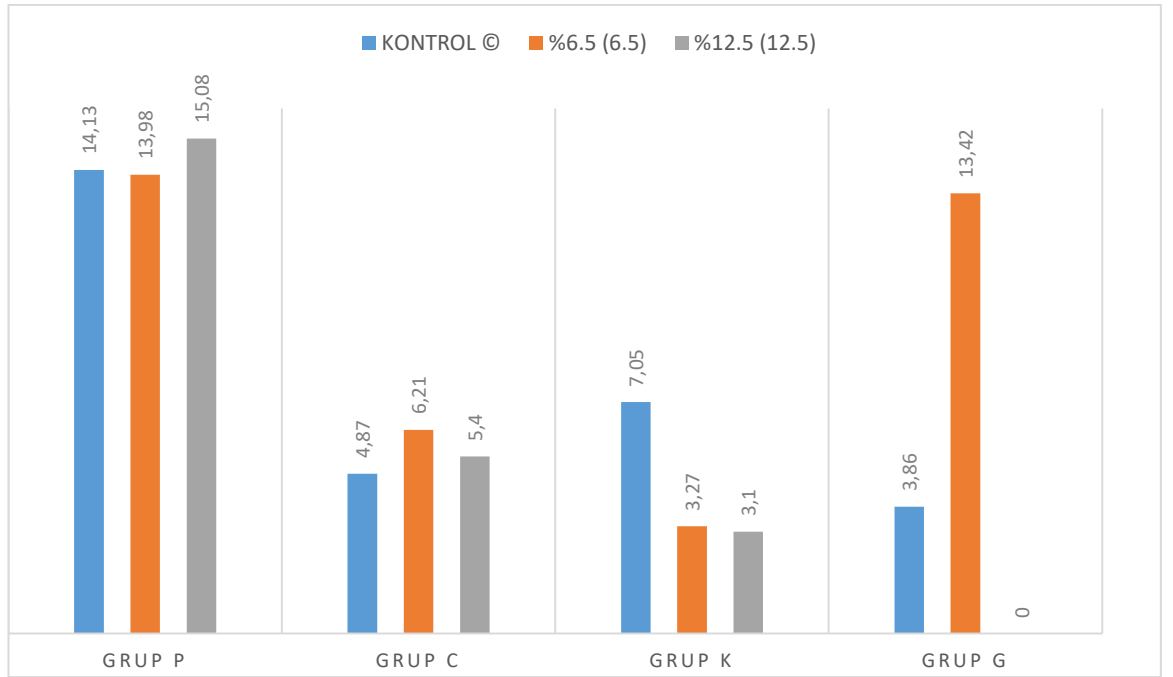
		P	C	K	G
Kontrol (C)	Medyan	14.13 ^{b,c,d}	4.87 ^a	7.05 ^{a,d,B,C}	3.86 ^{a,B}
	(min – max)	(6.32 - 22.37)	(2.83 - 8.50)	(4.49 - 8.06)	(1.34 - 6.96)
	IQR	5.42	2.70	1.00	2.81
6.5% PA- zengin ÜÇÖ (6.5)	Medyan	13.98 ^{b,c}	6.21 ^{a,d}	3.27 ^{a,d,A,C}	13.42 ^{b,c,A,C}
	(min – max)	(4.65 - 16.81)	(3.29 - 9.60)	(1.64 - 6.07)	(5.29 - 25.33)
	IQR	5.62	3.23	3.03	12.45
12.5% PA- zengin ÜÇÖ (12.5)	Medyan	15.08 ^{b,c}	5.40 ^{a,d}	3.10 ^{a,d,A,B}	0.00 ^{b,c,B}
	(min – max)	(6.98 - 24.74)	(1.18 - 7.89)	(1.36 - 6.99)	(0.00 - 32.11)
	IQR	11.10	3.69	4.92	7.21

Aynı satırdaki üst harfler; a- P simanından anlamlı fark, b- C simanından anlamlı fark, c- K simanından anlamlı fark, d- G simanından anlamlı fark.

Aynı sütundaki üst harfler; A- Kontrol grubundan anlamlı farklı, B- %6.5 PA- zengin ÜÇÖ grubundan anlamlı farklı, C- %12.5 PA-zengin ÜÇÖ grubundan anlamlı farklı.

% 6.5 PA-zengin ÜÇÖ uygulanmış farklı simanların istatistiksel sonuçlarına göre, P6.5 grubu için medyan bağlantı direnci değeri, K6.5 ($p = 0.000$) ve C6.5'in ($p = 0.000$) medyan bağlantı direnci değerinden daha yüksek bulunmuştur ($p = 0.010$) (Tablo 6.). P6.5 ve G6.5 grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). G6.5 grubunun medyan bağlantı direncinin K6.5 ($p = 0.000$) ve C6.5 ($p = 0.029$) gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Diğer çiftler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$).

% 12.5 PA-zengin ÜÇÖ uygulanmış farklı siman grupları arasındaki istatistiksel analiz sonucunda, P12.5 grubu için medyan bağlantı direnci, K12.5 ($p = 0.001$), C12.5 ($p = 0.001$) ve G12.5 ($p = 0.000$) gruplarının medyan bağlantı dirençlerinden daha büyük bulunmuştur (Tablo 6.). Diğer çiftler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$).

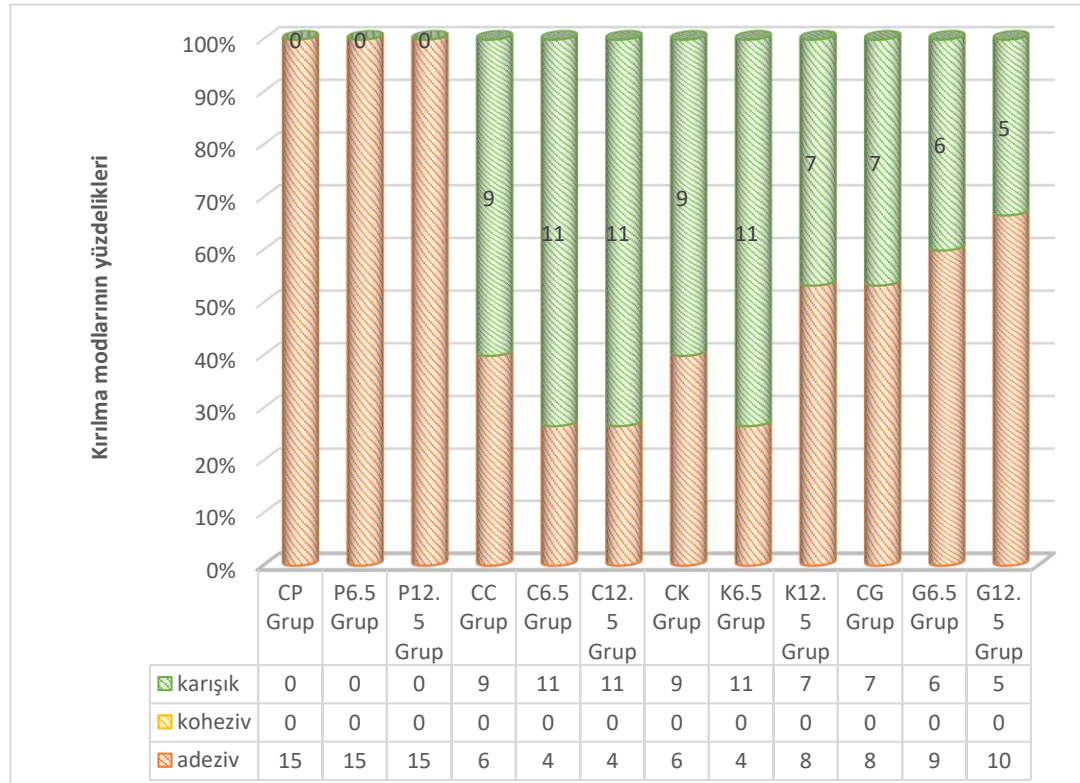


Şekil 10. Farklı konsantrasyonlardaki farklı simanların medyan değerleri.

Friedman test sonuçlarına göre, farklı konsantrasyonlar için P medyan değerleri arasında anlamlı fark olmadığı, $\chi^2 (2, N = 15) = 1.2, p = .549$ (Şekil 10.) ortaya çıkmıştır. Benzer şekilde, farklı konsantrasyonlar için C grubu medyan değerleri arasında anlamlı farklılık olmadığı, $\chi^2 (2, N = 15) = 2.133, p = .344$ (Şekil

10.) ve farklı konsantrasyonlar için K grubunun, $\chi^2 (2, N = 15) = 15.6, p = .000$, kontrol grubuna ($p \leq .019$) göre medyan değerleri arasında anlamlı farklılığın görüldüğü sonucu elde edilmiştir (Şekil 10.). Bu Friedman test sonucu, farklı konsantrasyonlar için G medyan değerleri arasında anlamlı farklılıklar olduğunu da göstermiştir, $\chi^2 (2, N = 15) = 14.93, p = .001$. G6.5 grubu G12.5 ($p = .001$) ve CG ($p = .010$) grubunun medyan bağ kuvveti değerlerinden büyük olduğu görülürken, CG ($p = .010$) ve G12.5 grubunun bağlanma direnci medyan değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır ($p > 0.05$).

Makaslama bağlanma direnci testi sonucu örneklerin kırılma modları yüzdelik olarak gösterilmiştir (Şekil 11.). Adeziv ve karışık kırılma modlarının bu çalışmada görülen en yaygın modlardan olduğu belirtilmiştir. Ceramir gruplarında, kontrol grubundan farklı olarak C6.5 ve C12.5 artan bir karışık kırılma modu göstermektedir. Aynı eğilim ayrıca K6.5 grubu için de gözlemlenmiştir. G grupları için kontrol grubundan G6.5 ve G 12.5 gruplarına doğru azalan bir karışık kırılma modu oranı gözlemlenmiştir.



Şekil 11. Örneklerin kırılma modlarının dağılımı.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Diş hekimleri tarafından dental materyallerin tercih edilmesinde ve kullanılmasında, bu materyallerin performanslarının *in vivo* ve *in vitro* olarak araştırılması büyük önem taşımaktadır (Lee ve ark., 2007). Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte üretilen yeni ürünlerin güncelliğini kaybetmeden denenmesi, *in vivo* çalışmaların daha uzun sürmesi, ekonomik olmaması ve klinik uygulama zorluklarından dolayı *in vitro* çalışmalar ile sağlanmaktadır (Buonocore ve ark., 1968). Bu nedenle yapılan araştırma *in vitro* çalışma koşullarında yürütülmüştür.

Son yıllarda dental materyallerin dentine adezyonunu etkin ve dayanıklı hale getirmek için kapsamlı bir şekilde araştırmalar yapılmakta ancak dentin dokusunun karmaşıklığı nedeniyle bu çalışmalarda bir takım zorluklar yaşanmaktadır (Abo-Hamar ve ark., 2005). Mineden farklı olarak daha fazla su ve organik madde içeren canlı, dinamik bir doku olan dentin, pulpadan mine-dentin sınırına kadar uzanan tübüllerle bağlanmaktadır. Bu tübüller, bu yapının iç neminden sorumlu olan dentinal sıvı içermektedir (Abo-Hamar ve ark., 2005; Hikita ve ark., 2007). Dental simanların dentine bağlanma performanslarını değerlendirmek için farklı mekanik testler önerilmiştir. Makaslama ve gerilim testleri minimum donanım ve örnek hazırlığı gerektirmesi ve uygulamalarının kolay olması nedeniyle yaygın bir şekilde dental materyallerin bağlantı dirençlerini ölçmek için kullanılmıştır (Öztürk ve ark., 2013). Birçok araştırmacı, adezivlerin dentin yüzeylere bağlanmasını değerlendirmede makaslama bağlanma direnci (SBS) testlerini tercih etmektedir (Triolo ve Swift, 1992; Triolo ve ark., 1995; Fritz ve ark., 1996). Çoğunlukla tercih edilen SBS testlerinin tutarlı olmadığı, aslında makaslama kuvveti ile değil de gerilim kuvveti sonucu kırılmaların meydana geldiği gibi birkaç eleştiriye açık yönlerinin olmasının yanında, gerilim ve mikro-gerilim testlerine kıyasla makaslama bağlanma direnci testlerinin, farklı bağlantı sistemlerinin ve farklı simanların *in vitro* olarak değerlendirilmesi ve karşılaştırılmasında en etkili ve uygun yöntem olduğu bildirilmiştir (Fowler ve ark., 1992; Cardoso ve ark., 1998). Eleştiri çekse de, yapıştırıcı malzemelerin dental yapıya yapışma yeteneğini değerlendirmek için kesme testleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Pereira ve ark., 1998; Pereira ve ark., 1997).

Ayrıca gerilim testleriyle karşılaştırıldığında, özellikle düşük bağlantı direnci gösteren cam iyonomer simanların örneklerinin hazırlanması için makaslama bağlanma direnci testi daha kolay yapılmaktadır. Diğer yandan dentin ve dental simanlar gibi sert materyallerin yapıştırılmasında yüzeyler arasında oluşabilecek stresler sonucu ön hataların sayısı artmaktadır. Bu yüzden gerilim testlerinin kullanılmasının uygun bir yöntem olup olmadığı sorgulanmaktadır (Della Bona ve Van Noort, 1995) Bu nedenle, bu çalışmada da Öztürk ve arkadaşlarının (Öztürk ve ark., 2013) çalışmasıyla benzer şekilde siman- dentin bağlantısını değerlendirmek için makaslama bağlanma direnci testi kullanılmıştır (Öztürk ve ark., 2013).

Bağlanma direnci testleri uygulanan çalışmalar içerisinde materyal ile diş dokusunun bağlantısını ölçmek için değişken kuvvetler uygulandığı gözlemlenmiştir (Davari ve ark., 2013; Hara ve ark., 2001). Bu kuvvet aralığı 0.5-5 mm/dk arasında yer almaktadır. Hara ve arkadaşları farklı yaklaşma hızlarının (0.50, 0.75, 1.00 ve 5.00 mm/dk) rezin dentin bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmıştır. Bu çalışmaya göre bu hızdaki değişikliğin bağlantı direnci değerlerini ve bununla birlikte kırılma yüzeylerinde meydana gelen kırılma türlerini değiştirdiğini belirtmişlerdir. Artan hız sonucunda yüzeylerde koheziv kırılma oranlarının arttığı da gösterilmiştir (Hara ve ark., 2001). Çalışmamızda siman ve diş arasına girecek ayırıcı ucun hızı 0.75 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır.

Laboratuvarlarda *in vitro* koşullarda araştırılacak olan pek çok makaslama bağlanma direnci testlerinde insan dişleri kullanılmaktadır. Hazırlık esnasında örneklerin standardizasyonun sağlanması ve makaslama bağlanma direnci testi için örneklerde yeterli genişlikte dentin yüzeylerinin hazırlanması için, bu çalışmada çürüksüz çekilmiş molar dişler kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda sonucu değiştirebilecek olan nedenlerden biri, araştırmada kullanılacak dişlerin nasıl saklandığıdır (Lee ve ark., 2007). Örnek oluşturmak için hazırlanacak dişler için geçen süre dişlerin nemliliğini kaybetmesine neden olabilir, bu yüzden örneklerin hazırlanmasına kadar dişler distile su içerisinde bekletilmiştir. Koheziv tip kırılmaların görülme olasılığını artıran nedenler arasında nemlilik gösterilebilir. Bağlantı testlerinde koheziv kırılmaların sıklıkla görülmesi, adeziv başarısızlığı düşündürdüğünden yanıltıcı sonuçlar doğurabilmektedir. Ayrıca

hazırlanan örneklerin bağlanması 24 saat sonra yapılan ölçümlerle, 24 saat beklenmeden yapılan ölçümlerle polimerizasyon tamamlanmadığından aynı olmadığı ve 24 saat beklenmeden yapılan çalışmalarda daha düşük veriler elde edildiği bildirilmiştir (Miyazaki ve ark., 1999). Yapılan çalışmada, örneklerin nemli kalması ve polimerizasyonların tamamlanması için 24 saat 37 °C 'de distile su içerisinde bekletilmiştir.

Makaslama bağlanma direnci testi sonucu elde edilen veriler ile dentin dokunun derinliği arasında bir ilişki olduğu araştırmacılar tarafından belirtilmiştir. Bu verilerin değişmesinde sağlam dentin bölgesinde bulunan tübüller rol oynamaktadır. Dentin tübüllerinin yalnızca sayısındaki değil bu tübüllerin genişliklerindeki artış da bağlanma direnci değerini düşürmektedir (Abo- Hamar ve ark., 2005; Blatz ve ark., 2004). Bu nedenle yapılan bu çalışmada kullanılan tüm dişler yüzey dentin bölgesinde yani mine-dentin sınırının hemen altında oklüzal yüzeyden kesilmiştir. Böylelikle aynı derinliğe sahip dentin yüzeylerde araştırma yapılmıştır.

Dentin derinliği yanında dentin tübüllerinin konumu yerleşme şekilleri de dentine olan bağlanmayı etkileyen nedenler arasında yer almaktadır (Sattabanasuk ve ark., 2004). Ogata ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada tübüllerin konumlarının Etch&Rinse adezivler üzerindeki etkileri incelenmiş ve bu sistemlerin yatay ve dikey kesitlerdeki bağlantı dirençleri değerlerinin farklı olduğu bildirilmiştir (Ogata ve ark., 2001). Schilt-Taing ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, oklüzal yüzeye paralel olacak şekilde alınmış yatay kesitlerde dentin tübüllerinin oklüzal yüzeyde dik seyrettiğini ve self etch adeziv sistemlerin tübül yönlerinden etkilendiğini göstermişlerdir (Schiltz-Taing ve ark., 2011). Dolayısıyla bu tez çalışmasında tübüllerin yerleşimlerinin bağlantı direnci testi sonuçlarını etkilememesi açısından dişlerin oklüzal yüzeylerine paralel olacak şekilde horizontal kesit kullanılmıştır.

Dentin yüzeyleri, kesim işlemleri sırasında maruz kaldıkları düşük ve yüksek hızda çalışan frezler veya keskin el aletleri sonucunda smear tabakasıyla kaplanmaktadır. Oluşan smear tabakası tükürük, kan ve bakteriler gibi organik ve hidroksiapatit gibi inorganik yapılardan meydana gelmektedir (Pashley ve ark., 1988).

Bağlantı direnci testlerinin uygulanacağı dentinlerde, yüzey düzgünlüğüyle birlikte smear tabakasının da standardizasyonunun sağlanması gerekmektedir (Ermis ve ark., 2008; Koibuchi ve ark., 2001). Yapılan çalışmalar in vitro ortamda olmasına rağmen klinikte oluşacak olan smear tabakanın benzeri düşünülerek bu tür çalışmalarda çeşitli kalınlıklara sahip olan zımparalar kullanılmaktadır. Smear tabakasını farklı kalınlıklardaki zımparalarla oluşturan bir çalışmada bağlantı direnci sonuçları karşılaştırılmış ve kullanılan 180 ve 600 grenli zımparalarla yeterli bağlantı direncinin sağlandığı bildirilmiştir (Koibuchi ve ark., 2001). Bu tez çalışmasında klinik koşullardaki smear tabakasını yansıtabilmek adına dentin yüzeylere sırasıyla 220, 400 ve 600 grenli silikon karbid zımparalar kullanılmış ve standart smear tabakası oluşturulmuştur.

Makaslama bağlanma direnci testi uygulanan çalışmalarda, 3-10 mm çapında farklı yüzey alanlarının kullanıldığı görülmüştür (Pashley ve ark., 1995; Poggio ve ark., 2014; Navimipour ve ark., 2012). Çalışmalarda kullanılan örneklerin yüzey alanlarının artmasıyla koheziv kırılmaların arttığı ve kısmen daha düşük bağlantı direnci değerleri sergiledikleri belirtilmiştir (Pashley ve ark., 1995). Çalışmamızda dentin yüzeylerde kullanılacak yüzey alanları standardize etmek için 3mm çapında ultradent bağlantı sistemi kullanılmıştır. Böylelikle farklı simanların aynı yüzey alanlara uygulanması sağlanmıştır.

Diş hekimliğinde dental materyallerin seçiminde pek çok özellik değerlendirilmektedir, özellikle dental simanlarda en önemli konulardan biri olan siman-diş dokusu arası bağlantı sorunları bu alanda pek çok çalışmanın yapılmasının önünü açmıştır. Simanların özelliklerinin geliştirilmeye çalışılmasıyla birlikte siman ve diş arasında özellikle dentin yüzeyine uygulanan adezivler üzerinde de çalışmalar devam etmektedir.

Bu alanda son yıllarda gündemde olan bitkilerden elde edilen özütler üzerinde az da olsa çalışmalar yapılmış olup üzüm çekirdeği özütünden elde edilen proantosiyanidinler araştırılmıştır.

Üzüm, polifenollerce zengin bir meyve iken çekirdeğinde bulunan proantosiyanidinler sayesinde kollajen çapraz bağlarını güçlendirmektedir. Bu durum

kollajen içeriğe sahip dokuların da güçlenmesini ve buna bağlı olarak bazı özelliklerinin gelişmesini sağlamaktadır. (Bentivegna ve Whitney, 2002; Xie, 2008)

Proantosiyamidinlerin kollajen çapraz bağları güçlendirmesi intra ve intermoleküler bağların oluşmasına neden olabileceği görüşlerini açığa çıkarmıştır. Dentin dokusu kollajen bakımından zengin bir yapıdadır. Dolayısıyla proantosiyamidinlerin dentin dokusuna uygulanmasıyla kollajen bağların güçlenmesi ve bunun getirisiyle birlikte dentin mekanik özelliklerinin gelişmesi, remineralizasyonun sağlanması, çürük oluşuma neden olan bazı enzimlere karşı konulması ve güçlenmiş hibrit tabakanın oluşması gibi pek çok özellik geliştirilmiştir. Bu durumun, diş dokularına uygulanan dental materyallerin de uzun yıllarda göstermiş oldukları prognozları üzerinde olumlu etkileri olduğu görülmüştür (Bedran-Russo, 2006; Macedo ve ark., 2009; Green ve ark., 2010; Liu ve ark., 2011; Botta, 2012; Liu ve ark., 2012).

Proteinlerle 4 farklı mekanizmayla; kovalent, hidrojen, iyonik ve hidrofobik, bağlanan proantosiyamidinlerin aromatik gruplarında bulunan hidroksil grubu, kollajenlerin karboksilik grupları ile birleşmektedir (Macedo, 2009; Hagerman ve Butler, 1981). Prolin içeriği fazla olan proteinlerden kollajenlerde en etkili bağlantıyı proantosiyamidinler oluşturmaktadır. Proantosiyamidinden farklı polifenollerin bu bağ oluşumuna katkısı daha azdır (Hagerman ve Butler, 1981; Han ve ark., 2003). Proteinler arası meydana gelen bu tepkime, hidrojen bağlantısının oluşturduğu köprüyle açıklanmaktadır. Bu bağlantı prolinin yapısında bulunan karboksilit asit oksijeni ile diğer aminoasit yapısındaki azot atomun yaklaşmasıyla gerçekleşmektedir (Han ve ark., 2003). Bu hidrojen köprü, prolin içeriği fazla olan proteinlerden olan tip 1 kollajenle üzüm çekirdeği özütünde yoğun olarak bulunan proantosiyamidin arasında kuvvetli bir bağlantı sağlamaktadır (Botta, 2012). Bu araştırmalar sonucunda elde edilen bilgiler ışığında pek çok çalışma yapılmış ve bunlardan bazılarında demineralize dentin ve kökte, proantosiyamidince zengin üzüm çekirdeği özütünün remineralizasyon üzerinde etkili olduğu görülmüştür (Xie ve ark., 2008; Mirkarimi ve ark., 2013; Epasinghe ve ark., 2014). Öte yandan proantosiyamidince zengin üzüm çekirdeği özütünün, çürük oluşumuna sebep olan enzimleri bloke etme özelliğinin yanında, yapılan bazı çalışmalarda %6.5 konsantrasyonda proantosiyamidin içeren

solüsyonun kollajen bağlantılarını geliştirmesinden ötürü ilerleyen zamanlarda yararlı sonuçlar doğuracağı düşünülmüştür (Pavan ve ark., 2011; Benjamin ve ark., 2012).

G grubunun bağlanma direnci % 6.5 PA-zengin ÜÇÖ uygulandıktan sonra artış gösterdiğinden, bu çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir. Bu çalışmanın bir diğer hipotezi, CP grubu diğer kontrol gruplarından (CK, CC, CG), ayrıca P6.5 grubu da K6.5 ve C6.5, G6.5 gruplarından daha yüksek dentine bağlanma direnci gösterdiği için kabul görmüştür. Bu sonuçlara ek olarak, P12.5 grubu, K12.5, C12.5 ve G12.5 grubundan daha yüksek bağlantı direnci göstermiştir.

Genel olarak simanlar, bağlanma direnci sonuçlarına göre, düşükten yükseğe doğru çinko fosfat siman, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin siman şeklinde sıralanmaktadır. Bu eğilim, simanların kendinden gelen mukavemeti ile ilişkili olabilir. Resin içeriği arttıkça, kuvvet artmaktadır (Al-Makramani ve ark., 2018; Özcan ve ark., 2001). Yapıştırma simanlarının bağlanma dirençlerini ölçmek için çeşitli mekanik testler yapılmaktadır (Poggio ve ark., 2014). Simanların bağlanma dirençlerini belirlemek için, daha az ekipmana ihtiyaç duyan makaslama ve çekme bağlanma direnci testleri, örnek hazırlama kolaylığı, avantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Öztürk ve ark., 2013). Birçok araştırmaya göre, makaslama bağlanma direnci testi genellikle simanların dentine bağlanma gücünü ölçmek için kullanılmıştır (Shehata ve ark., 2018; Schmidt ve ark., 2017). Numune hazırlama sırasında ortaya çıkan arayüzey stresi sonucu, özellikle hassas malzemeler için makaslama bağlanma direnci testlerinden önce başarısızlığa neden olduğu bildirilmiştir (Salz ve Bock, 2010). Cam iyonomer simanlar gibi zayıf bağlantı direnci gösteren simanlarda makaslama bağlanma direnci testinin uygulanması bu testin uygulanmasının daha az karmaşık olmasından dolayı tercih edilmektedir (Wang ve ark., 2006). Bu nedenle, çalışmamızda farklı PA-zengin ÜÇÖ konsantrasyonları uygulanan dentin ile çeşitli simanların arasındaki makaslama bağlanma direnci in vitro olarak yapılmıştır.

Proantosiyanidin, dört farklı mekanizmayla çapraz bağlantıyı oluşturmak için proteinlerle etkileşime giren doğal olarak oluşan bir bileşiktir. Bu mekanizmalar kovalent etkileşim, iyonik etkileşim, hidrojen bağı ve hidrofobik etkileşimleri içermektedir (Nagpal ve ark., 2016; Xu ve ark., 2018; Feiz ve ark., 2017). Macedo ve

arkadaşlarının çalışmasında, proantosiyanidinin dentin yüzeyi üzerindeki etkisi, proantosiyanidinin, prolinin kollajen biyosentezinde temel bir adım olarak prolin hidroksilasyonunu katalize eden enzim olan prolin hidroksilazını indüklemesi özelliğine atfedilmesi ile tanımlanabildiği gösterilmiştir (Macedo ve ark., 2009; Ku ve ark., 2007; Gajjela ve ark., 2017). Bu nedenle, proantosiyanidin, diğer çapraz bağlayıcı ajanlardan daha fazla kolajenle etkileşime girebilmektedir (Al-Ammar ve ark., 2009).

Elde ettiğimiz sonuçlara göre,% 6.5 PA-zengin ÜÇÖ uygulanmış Panavia grubu,% 6.5 PA - zengin ÜÇÖ uygulanmış Ketac'a ve Ceramir'e kıyasla dentin ile daha yüksek bağlanma gücü göstermiştir. Bu durum bu çalışmanın, Srinivasulu ve arkadaşlarının,% 6.5 PA-zengin ÜÇÖ'nün derin dentinlere uygulanmasıyla, kompozitin makaslama bağlanma direnci değerlerinin, % 10 sodyum askorbat kullanımına kıyasla, dentin için önemli ölçüde bağlanma direncini arttırdığı sonucuyla uyumlu olduğunu göstermektedir. P grubunun en yüksek bağlanma direnci göstermesi, kolajen stabilitesini geliştiren daha fazla sayıda kolajen çapraz bağları ile açıklanabilir. Ayrıca deney grupları arasında en yüksek adezyon P grubunda gözlenmiştir. Bu yüksek bağlanma oranı, P'nin amin içermeyen redoks başlatıcı mekanizmasına dayanmaktadır (Tagami ve ark., 2017). Bu çalışma için P tercihinin asıl nedeni basitleştirilmiş manipülasyon adımlarından kaynaklansa da, P'nin “touch and cure” dokun ve sertleştir sistemlerinin kullanılmasıyla dentine bağlanma performansını artırması da önemli bir noktadır. Polimerizasyon reaksiyonu, baz ve katalizör patlarının karıştırılmasıyla başlar, böylece başlatıcının kimyasal olarak aktif hale gelmesi sağlanmaktadır. Işık ile polimerizasyon, bir restorasyonun doğru şekilde yerleştirilinceye kadar polimerizasyon reaksiyonunun ilerlemesini sağlar. Daha sonra, fazla siman uzaklaştırılır (Halabi ve ark., 2019). Ayrıca, diğer malzemelerin aksine P'nin dentin dokusuna daha yüksek yapışması, materyalin birincil içeriğindeki metakriloloksil dihidrojen fosfatın varlığı ile ilişkili olabilmektedir (Rohr ve Fischer, 2017). Öte yandan P grubunun bu yüksek bağlanma direncini göstermesi, düşük su emme (Müller ve ark., 2017), flor salınım özelliği ve dayanıklılığı (Yoshida ve ark., 2004) ile ilişkilendirilebilmektedir.

Jefferies ve ark. Ceramir'in klinik biyoaktivitesini bildirmişlerdir (Jefferies ve ark., 2009; Jefferies ve ark., 2012). Ek olarak, hidroksiapatit oluşumuna olanak

sağlaması ve diş ile siman arayüzünde uzun süre sızdırmazlık sağlaması, bu çalışmadaki kontrol grubuna karşın farklı konsantrasyonlarda PA-zengin ÜÇÖ'nün uygulandığı Ceramir gruplarında (% 6,5,% 12,5) elde edilen benzer değerlere bağlanabilir.

Dental simanlar, mikro-mekanik, kimyasal veya her ikisini de içeren birçok bağlantı mekanizmasıyla restorasyonların iç yüzeyleri ile kesilmiş dişlerin yüzeyleri arasında önemli bir bağlantı sağlamaktadır. Cam iyonomer siman, likitindeki poliakrilik asitten dolayı mine ve dentin dokularına yapışmaktadır. Bu nedenle cam iyonomer simanlar restorasyon ile kesilmiş diş arasında kimyasal bir bağlantı sağlamaktadır. Uygulandıktan 24 saat sonra çinko fosfat simanla kıyaslanabilir basınç ve gerilme bağlantı direnci sergilemektedir (Kulkarni, 2016). Bu çalışmada, cam iyonomer siman için 3.86 MPa bağlantı direnci tespit edilmiştir. Bu değerler, Micheline ve ark. yapmış olduğu çalışma ile benzerlik göstermektedir (Micheline ve ark., 1995). Cam iyonomer simanların makaslama bağlanma direnci onların düşük gerilim ve baskı dirençleri nedeni ile düşüktür. Cam iyonomer simanların bu özelliğini geliştirmek için rezin modifiye cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Resin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer ve çinko fosfat simanlara göre dentin ile daha yüksek bağlanma direnci göstermekte olup bu değer 12.25 Mpa'ya çıkmaktadır. Yeni moleküllerin ve doymamış bir hidrofilik polimerin gelişmesiyle birlikte, bağlantı gücü artırılmıştır (Kulkarni, 2016). Almuammar ve arkadaşları, resin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma dirençlerinin geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek olduğunu göstermiştir (Almuammar ve ark., 2001). Bu çalışma da aynı sonuçları doğrulamaktadır.

Bu çalışmada, CP grubu, CK, CC ve CG gruplarına kıyasla, dentin için anlamlı şekilde daha yüksek bağlantı direnci değerleri göstermiştir. Bu, Mitchell ve ark. tarafından yapılan bir çalışmanın sonucunda cam iyonomer simanın resin modifiye cam iyonomer simandan, resin modifiye cam iyonomer simanın da resin simandan daha düşük bağlantı direnci sergilemesiyle benzerlik göstermektedir (Mitchell ve ark., 2000). Bu gerçek, bu çalışmada test edilen farklı simanların makaslama bağlanma dirençleri değerleriyle yansıtılmıştır.

Çalışmamızda, PA-zengin ÜÇÖ'nün farklı konsantrasyonlarda (% 6,5,% 12,5) Panavia simanına uygulanması rezin-dentin bağlantı direncini etkilememiştir. Bununla birlikte, derin dentin üzerinde bir kollajen çapraz bağlayıcı olarak % 6,5 proantosiyanidin kullanımının makaslama bağlanma direnci değerlerini önemli ölçüde iyileştirdiğini gösteren bir çalışmada, çalışmamıza ters sonuçlar bildirilmiştir (Srinivasulu ve ark., 2013).

Bu tez çalışmasında, kullanılan in vitro test metodlarının limitasyonları düşünüldüğünde, elde edilen bulgularla klinik koşulların direk olarak ilişkili olamayacağı ancak çalışmada kullanılan materyallerin mekanik özellikleri hakkında fikir oluşturacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu tez çalışmasında sadece dört farklı siman kullanılmış ve bu simanlar hakkında veriler elde edilmiştir. Bu simanların dışında farklı simanlarla yapılan çalışmalar farklı sonuçların elde edilmesine olanak sağlayacaktır. Ayrıca sadece üzüm çekirdeği özütünün farklı konsantrasyonları denenilen bu çalışmada farklı çapraz bağlayıcılar (sodyum askorbat, riboflavin / kitosan modifikasyonu) sonucu değiştirebilir ve ileride yapılacak çalışmalar bu konuda yararlı olabilir.

Bu çalışmanın ışığında, literatürde rezin modifiyeli cam iyonomer, cam iyonomer, kalsiyum alüminat cam iyonomer siman hakkında sınırlı bilgi bulunmaktadır ve daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

1. Resin siman, dentin için diğer simanlardan daha yüksek bağlanma direnci sergilemiştir.
- 2.% 6.5 proantosiyanidin içeren üzüm çekirdeği özütünün dentin yüzeylere uygulanması geleneksel cam iyonomer simanın dentine bağlantısını geliştirmiştir.
3. Resin ve kalsiyum alüminat cam iyonomer siman arasında dentin-siman bağlantısı açısından dentin yüzeylerine % 12,5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütünün uygulanması bağlantıyı zayıflatmıştır.

4. Kalsiyum alüminat cam iyonomer siman, rezin siman dışındaki diğer simanlarla benzer makaslama bağlanma direnci değerleri sergilemiştir.

Bu sonuçlara göre, rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer siman ve cam iyonomer simanlara alternatif olarak klinik çalışmalarda kalsiyum alüminat cam iyonomer siman denenebilmesi ayrıca, cam iyonomer siman ve % 6,5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütü ile daha fazla çalışma yapılabileceği öngörülebilmiştir.

Sonuç olarak, makaslama bağlanma direnci testlerinde elde edilen verilerdeki değişiklikler için ilk değişkenin malzeme türü olduğunu onaylayabilmekteyiz. Bununla birlikte, % 6,5 proantosiyanidince zengin üzüm çekirdeği özütü ile dentin yüzeylerin işlenmesinin geleneksel cam iyonomer siman gibi daha az dirençli malzemelerin makaslama bağlanma dirençlerini artırdığı düşünülebilmektedir.

6. KAYNAKLAR

Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*, 2005; 9 (3), 161- 167.

Al-Ammar A, Drummond JL, Bedran-Russo AK. The use of collagen cross-linking agents to enhance dentin bond strength. *J. Biomed. Mater. Res. B* 2009; 91(1), 419-424.

Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater*, 2007; 23(7), 829-839.

Alla RK, Alluri VR, Raju MAKV. A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *Am J Mater Sci Eng*. 2014; 2(3), 28-35.

Al-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI, Al-Sanabani FA, Albakri FM. Effect of Luting Cements On the Bond Strength to Turkom-Cera All-Ceramic Material. *Open Access Maced. J. Med. Sci.*, 2018; 6(3), 548.

Almuammar MF, Schulman A, Salama F. Shear bond strength of six restorative materials. *J. Clin. Pediatr. Dent.*, 2001; 25(3):221-225.

Anusavice KJ, Brantley WA. *Phillips' Science of Dent Mater*. 2003; St.Louis: Saunders Company.

Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research*, 2003; 17(1), 43-48.

Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dent Mater*, 2000; St. Louis: Elsevier/Saunders.

Asar NV, Çakırbay M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc.* 2013; 30(3), 162.

Bacchi A, Consani RL, Martim GC, Pfeifer CS. Thio-urethane oligomers improve the properties of light-cured resin cements. *Dent Mater.* 2015; 31(5), 565-574.

BALDAĞ İA, Çinko İçerikli Bir Cam İyonomer Simanın Fiziksel Özelliklerinin In Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi, Doktora Tezi Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014; Ankara.

Batra C, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N. In vitro bonding effectiveness of three different one-step self-etch adhesives with additional enamel etching. *J Investig Clin Dent* 2014; 5:226-36.

Bedran-Russo AK, Pereira PN, Duarte WR, Drummond JL, Yamauchi M. Application of crosslinkers to dentin collagen enhances the ultimate tensile strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 2007; 80: 268-272.

Benjamin S, Sharma R, Thomas SS, Nainan MT. Grape seed extract as a potential remineralizing agent: a comparative in vitro study. *J Contemp Dent Pract.*, 2012; 13: 425-430.

Bentivegna SS, Whitney KM. Subchronic 3-month oral toxicity study of grape seed and grape skin extracts. *Food Cheml Toxicol.* 2002; 40(12), 1731-1743.

Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconiumoxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 2004; 91 (4), 356-362.

Botta SB, Ana PA, Santos MO, Zezell DM, Matos AB. Effect of dental tissue conditioners and matrix metalloproteinase inhibitors on type 1 collagen microstructure

analyzed by fourier transform infrared spectroscopy J. Biomed Mater Res Part B., 2012; 100:1009-1016.

Bravo L. Polyphenols: Chemistry, dietary sources, metabolism, and nutritional significance. Nutr Rev 1998;56:317-33.

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Arch Oral Biol, 1968; 13 (1), 61-70.

Burgess JO, Ghuman T, Çakır D, Swift Jr EJ. Self-adhesive resin cements. J Esthet Restor Dent. 2010; 22(6), 412-419.

Burke FJT, Hussian A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Rest Dent 2008; 16: 158- 165.

Cal E, Çelik EU, Turkun M. Microleakage of IPS empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. Oper Dent. 2012; 37(4), 417-424.

Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dent Mater, 1998; 14 (6), 394-398.

Carpenter R, O'grady MN, O'callaghan YC, O'brien NM, Kerry JP. Evaluation of the antioxidant potential of grape seed and bearberry extracts in raw and cooked pork. Meat Sci. 2007; 76(4), 604-610.

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. J Dent. 2004; 32(1), 55-65.

Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Ir Dent Assoc.* 2008; 54(5), 218-222.

Castellan CS, Bedran-Russo AK, Antunes A, Pereira PN. Effect of dentin biomodification using naturally derived collagen cross-linkers: One-year bond strength study. *Int J Dent* 2013; 918010.

Castellan CS, Pereira PN, Grande RH, Bedran-Russo AK. Mechanical characterization of proanthocyanidin-dentin matrix interaction. *Dent Mater* 2010a; 26:968-73.

Castellan CS, Pereira PN, Viana G, Chen SN, Pauli GF, Bedran-Russo AK. Solubility study of phytochemical cross-linking agents on dentin stiffness. *J Dent* 2010b; 38:431-6.

Cavalcante LM, Peris AR, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. *Oper Dent.* 2003; 28(2), 200-206.

Chang JC, Nguyen T, Düong JH. Tensile bond strengths of dual-cure cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent.* 1998; 79, 503-507.

Charlton DG, Moore BK, Swartz ML. Direct surface pH determinations of setting cements. *Oper Dent.* 1990; 16(6), 231-238.

Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Current Resident in Dentistry*, 2012; 3(1), 7-17.

Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138(6), 817-819.

Craig RG, Ward ML. *Restorative Dental Materials.* 1997; United States: Elsevier Mosby.

Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24(5), 423-429.

ÇALIK KÖSELER B. Ortodontik Bant Ve Diş Arasında Oluşan Siman Boşluklarının Ve Farklı Bant Simanlarının Çözünürlüklerinin Değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2017, İstanbul.

Çelebi N, Nalbant D. Diş Hekimliğinde Simanların Genel Olarak Değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2002; 3(1).

Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H. Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *J Dent Res. Dental Clinics, Dental Prospects*, 2013; 7: 67-73.

Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000.

De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005; 30(1), 39-49.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004; 20(10), 963-971.

De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci: Revista FOB*. 2015; 23(4), 358-368.

Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2016.

Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995; 74(9):1591-6.

Donovan JL, Manach C, Rios L, Morand C, Scalbert A, Remesy C. Procyanidins are not bioavailable in rats fed a single meal containing a grapeseed extract or the procyanidin dimer B3. *Br J Nutr.* 2002; 87, 299–306.

Duarte S, Gregoire S, Singh AP, Vorsa N, Schaich K, Bowen WH, Koo H. Inhibitory effects of cranberry polyphenols on formation and acidogenicity of *Streptococcus mutans* biofilms. *FEMS Microbiol Lett.*, 2006; 257(1), 50-56.

Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* 2007; 23(5), 630-636.

El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(6), 515-524.

Eldarrat AH, High AS, Kale GM. In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *J Dent.* 2004; 32: 547- 554.

Engstrand J, Unosson E, Engqvist H. Hydroxyapatite formation on a novel dental cement in human saliva. *ISRN Dent.* 2012.

Epasinghe DJ, Yiu CKY, Burrow MF. Synergistic effect of Proanthocyanidin and CPP- CFP on remineralization of artificial root caries. *Aust Dent J.*, 2014; doi: 10.1111/adj.12249. Erişim Tarihi: 30.05.2015.

Erhardt MCG, Osorio R, Toledano M. Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. *J Dent.* 2008; 36(12), 1068-1073.

Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater*. 2008; 24: 978-985.

Feiz A, Badrian H, Goroohi H, Mojtahedi N. The Effect of Synthetic Grape Seed Extract (GSE) on the Shear Bond Strength of composite resin to Dentin. *J. Res. Med. Dent. Sci.*, 2017; 5(6), 65-70.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(4), 295-314.

Ferrance JF. *Mater Dent: Principles and Applications*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001.

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, 1992; 8 (4), 265-269.

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*. 2000; 25(4), 324-330.

Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. *Dent Mater*, 1996; 12 (3), 161-166.

Gajjela RS, Satish RK, Sajjan GS, Varma KM, Rambabu T, Lakshmi BV. Comparative evaluation of chlorhexidine, grape seed extract, riboflavin/chitosan modification on microtensile bond strength of composite resin to dentin after polymerase chain reaction thermocycling: An in vitro study. *J. Conserv. Dent.*, 2017; JCD, 20(2), 120.

Garcia RN, do Nascimento RF, Gomes ACR, Garcia JAC, Miguel LCM, Moon PC, Fernandes SX. Bond strength of resin cements to leucite-reinforced ceramics: part 2—after one-year aging in water. *RSBO*. 2016; 13(3), 156-162.

Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Front. Biosci. (Elite Ed)*. 2011; 3, 711.

Green B, Yao X, Ganguly A, Xu C, Dusevich V, Walker MP, et al. Grape seed proanthocyanidins increase collagen biodegradation resistance in the dentin/adhesive interface when included in an adhesive. *J Dent*. 2010; 38: 908-15.

Hagerman AE, Butler LG. The specificity of proanthocyanidin- protein interactions. *J Biol Chem*. 1981; 256:4494-7.

Hagerman AE, Klucher KM. Tannin-protein interactions. *Prog Clin Biol Res* 1986; 213:67-76.

Halabi S, Sato T, Ikeda M, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Adhesion durability of dual-cure resin cements and acid–base resistant zone formation on human dentin. *Dent. Mater.*, 2019; 35(7), 945-952.

Han B, Jaurequi J, Tang BW, Nimni ME. Proanthocyanidin: A natural crosslinking reagent for stabilizing collagen matrices. *J Biomed Mater Res Part A*. 2003;65:118-24.

Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin dentin shear bond strength. *Dent Mater*. 2001; 17: 165-169.

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*. 1991 66(2), 187-192.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin–dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003; 24(21), 3795-3803.

Hes K, Leung S, Wei S. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Au Dent J.* 1999; 44(1), 1-11.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007; 23(1), 71-80.

Jang Y, Ferracane JL, Pfeifer CS, Park JW, Shin Y, Roh BD. Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. *Oper Dent.* 2017; 42(1), E1-E9.

Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby D, Boston D, Lööf J, Glantz PO. One year clinical performance and post-operative sensitivity of a bioactive dental luting cement. *Swed. Dent. J.*, 2009; 33(4), 193-199.

Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby DC, Boston D, Galbraith C, Lööf J, Glantz PO. Prospective Observation of a New Bioactive Luting Cement: 2 Year Follow Up. *J Prosthodont.* 2012; 21(1), 33-41.

Jefferies SR., Fuller AE, Boston DW. Preliminary evidence that bioactive cements occlude artificial marginal gaps. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2015; 27(3), 155-166.

Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Komatsu M. Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. *J Adhes Dent.* 2006; 8(4), 229-232.

Karadağ S. Cam iyonomer simanlar ve endodontide kullanımı. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015; 22(3), 189-193.

Kılınç E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*. 2011; 39, e30-e36.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001; 17: 122-126.

Ku CS, Sathishkumar M, Mun SP. Binding affinity of proanthocyanidin from waste *Pinus radiata* bark onto proline-rich bovine achilles tendon collagen type I. *Chemosphere*. 2007;67: 1618-27.

Kulkarni G. Comparative Analysis of Tensile Bond Strength of the Adhesive Luting Agents for a Nonpercious Alloy (Ceramo-Metal) to Dentin: An In Vitro Study. *J. Int. Oral Health*, 2016; 8(4), 484.

Kurata S, Umemoto K. Effect of aluminoborate whiskers on mechanical properties of polycarboxylate cements. *Dent Mater*. 2008; 27(4):561-4.

Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*. 2007; 138 (12), 1599-1603.

Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Sci*. 2010; 21, 28.

Liu RR, Fang M, Zhao SJ, Li F, Shen LJ, Chen JH. The potential effect of proanthocyanidins on the stability of resin-dentin bonds against thermal cycling. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 2012; 47: 268–72.

Liu RR, Fang M, Zhang L, Tang CF, Dou Q, Chen JH. Anti-proteolytic capacity and bonding durability of proanthocyanidin-biomodified demineralized dentin matrix. *Inter J Oral Sci* 2014;6:168-74.

Liu Y, Mai S, Li N, Yiu CKY, Mao J, Pashley DH, Tay FR. Differences between top-down and bottom-up approaches in mineralizing thick, partially-demineralized collagen scaffolds *Acta Biomater.*, 2011; 7: 1742–1751.

Löf J, Svahn F, Jarmar T, Engqvist H, Pameijer CH. A comparative study of the bioactivity of three materials for dental applications. *Dent. Mater.* 2008; 24(5), 653-659.

Macedo GV, Yamauchi M, Bedran-Russo AK. Effects of chemical cross-linkers on cariesaffected dentin bonding. *J. Dent. Res.*, 2009; 88(12):1096-1100.

Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K. Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. *Lasers Med Sci.* 2016; 31(2), 205-211.

Manuja N, Nagpal R, Chaudhary S. Bonding efficacy of 1-step self-etch adhesives: Effect of additional enamel etching and hydrophobic layer application. *J Dent Child (Chic)* 2012b; 79:3-8.

Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: Mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent* 2012a; 36:223-34.

Manuja N, Nagpal R. Resin-tooth interfacial morphology and sealing ability of one-step self-etch adhesives: Microleakage and SEM study. *Microsc Res Tech* 2012; 75:903-9.

Manuja N, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2011;29:7-13.

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25(9), 587-589.

Meriç G, Taşar S, Orhan K. Bonding strategies of resin cement to Er, Cr: YSGG laser dentin: micro-CT evaluation and microshear bond strength testing. *Int J Artif Organs.* 2016; 39(2), 72-76.

Mirkarimi M, Eskandarion S, Bargrizan M, Delazar A, Kharazifard MJ. Remineralization of Artificial Caries in Primary Teeth by Grape Seed Extract: An In Vitro Study *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect.*, 2013; 7: 206-210.

Michellini FS, Scherrer SS, De Rijk WG. Tensile bond strength of gold and porcelain inlays to extracted teeth using three cements. *Int. J. Prosthodont.*, 1995; 8(4).

Miragaya L, Maia LC, Sabrosa CE, de Goes MF, da Silva EM. Evaluation of self-adhesive resin cement bond strength to yttria-stabilized zirconia ceramic (Y-TZP) using four surface treatments. *J Adh Dent.* 2011; 13(5), 473-480.

Mitchell CA, Abbariki M, Orr JF. The influence of luting on the probabilities of survival and modes of failure of cast fullcoverage crowns. *Dent. Mater.*, 2000; 16: 198-206.

Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. *Am J Dent.* 2002; 15, 412-416.

Miyazaki M, Iwasaki K, Onose H, Moore BK. Resin modified glass-ionomers: effect of dentin primer application on the development of bond strength. *Eur J Oral Sci*, 1999; 107 (5), 393-399.

Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent.* 1994; 19, 82-90.

Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: watersorption and water solubility of resin cements. *Eur. J. Oral Sci.*, 2017; 125(2):141–50.

Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont.* 1994; 3(3), 149-157.

Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement: the different generations. *Trends Biomater Artif Organs*, 2005; 18(2), 158-165.

Nagpal R, Manuja N, Pandit IK. Adhesive bonding to pulp chamber dentin after different irrigation regimens. *J Investig Clin Dent* 2014. [Epub ahead of print].

Nagpal R, Manuja N, Pandit IK. Effect of ethanol wet bonding technique on the durability of resin- dentin bond with contemporary adhesive systems. *J Clin Pediatr Dent* 2015;39:133-42.

Nagpal R, Manuja N, Pandit IK. Effect of proanthocyanidin treatment on the bonding effectiveness of adhesive restorations in pulp chamber. *J Clin Pediatr Dent* 2013; 38:49-53.

Nagpal R, Manuja N, Tyagi SP, Singh UP. In vitro bonding effectiveness of self-etch adhesives with different application techniques: A microleakage and scanning electron microscopic study. *J Conserv Dent* 2011; 14:258-63.

Nagpal R, Singh P, Singh S, Tyagi SP. Proanthocyanidin: A natural dentin biomodifier in adhesive dentistry. *J. Restor. Dent.*, 2016; 4(1), 1.

Nagpal R, Tewari S, Gupta R. Effects of various surface treatments on the microleakage and ultrastructure of resin-tooth interface. *Oper Dent* 2007; 32:16-23.

Naves LZ, Soares CJ, Moraes RRD, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.* 2010;35(4), 420-427.

Navimipour EJ, Oskoe SS, Oskoe PA, Bahari M, Rikhtegaran S, Ghojzadeh M. Effect of acid and laser etching on shear bond strength of conventional and resin-modified glass-ionomer cements to composite resin. *Lasers Med Sci.* 2012; 27: 305-311.

Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater.* 2007; 23(5), 615-622.

Noort VN. *Dent Mater.* London: Mosby Year Book Inc.,1994.

O’Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* Canada: Quintessence, 2002.

O'brien W, Boenke K, Wagner W. Properties of a hot pressed lithium disilicate glass-ceramic. *J Dent Res.* 2000; 79, 179-179.

Odthon P, Khongkhunthian P, Sirikulrat K, Boonruanga C, Sirikulrat N. In vitro shear bond strength test and failure mechanism of zinc phosphate dental cement. *Int. J. Adhes. Adhes.* 2015; 59, 98-104.

Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PN, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Oper Dent.*, 2001; 26: 27-35.

ONGUN S. Polimer infiltre seramik abutmentler ile lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik hibrit abutmentlerin mekanik ve bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması, Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi AD., 2018; Lefkoşa.

Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları, Birinci baskı, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları İzmir, 2004; p.111- 14,128-29.

Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass- infiltrated alumina ceramic. *Int. J. Prosthodont.*, 2001; 14:335-9.

Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J. Dent.*, 2013; 41(2), 97-105.

ÖZYETİM EB. Dental İmplant Abutmentlarına Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Siman Tutuculuğuna Etkisinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2018, İstanbul.

Pameijer CH, Jefferies SR, Lööf J, Hermansson L, Wiksell E. In vitro and in vivo biocompatibility tests of XeraCem™. *J Dent Res.* 2008a; 87, B:3097.

Pameijer CH, Jefferies SR, Lööf J, Hermansson L, Wiksell E. In vitro and in vivo biocompatibility tests of XeraCem™. *J Dent Res.* 2008c; 87, B:3099.

Pameijer CH, Jefferies SR, Lööf J, Hermansson L, Wiksell E. In vitro and in vivo biocompatibility tests of XeraCem™. *J Dent Res.* 2008d 87, B:3100.

Pameijer CH, Jefferies SR, Lööf J, Hermansson L, Wiksell E. In vitro and in vivo biocompatibility tests of XeraCem™. *J Dent Res.* 2008b; 87, B:3098.

Pameijer CH, Zmener O, Alvarez Serrano S, García-Godoy F. Sealing properties of a calcium aluminate luting agent. *Am J Dent.* 2010; 23(2), 121.

Pameijer CH. A review of luting agents. *Int J Dent.* 2012; <http://dx.doi.org/10.1155/2012/752861>.

Papia E, Larsson C, Toit M, Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part B App Biomater*. 2014; 102(2), 395-413.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H ve ark. The Microtensile Bond Test: A Review. *J Adh Dent*. 1999; 1: 299–309.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995; 11: 117-125.

Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol*. 1988; 33: 265-270.

Pavan S, Xie Q, Hara AT, Bedran-Russo AK. Biomimetic approach for root caries prevention using a proanthocyanidin-rich agent. *Caries Res.*, 2011; 45: 443-447.

Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007; 51(2), 453-471.

Perdigao J., Frankenberger R., Rossa BT., Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent*. 2000; 13(Spec No), 25D-30D.

Pereira PNR, Yamada T, Inokoshi S, Burrow MF, Sano H, Tagami J. Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements using resin bonding systems. *J Dent*. 1998; 26(5-6):478-485.

Pereira PNR, Yamada T, Tei R, Tagami J. Bond strength and interface micromorphology of an improved resin-modified glass-ionomer cement. *Am J Dent*. 1997; 10(3):128-132.

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000; 28(3), 163-177.

Phillips RW. Skinner's Sci Dent Mater. W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia, 1991.

Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, Bottino MA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6), 412-417.

Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann. Stomatol.*, 2014; 5(1), 15-22.

Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int.* 1999; 30(2): 122–134.

Puppin-Rontani RM, Dinelli RG, de Paula AB, Fucio SBP, Ambrosano GMB, Pascon FM. In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement. *Oper Dent.* 2012; 37(2), 188-194.

Quance SC, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *J Dent.* 2001; 29(8), 553-560.

Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry, Elsevier Health Sciences, 2006.

Rohr N, Fischer J. Tooth surface treatment strategies for adhesive cementation. *J. Adv. Prosthodont.*, 2017; 9(2), 85-92.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3), 280-301.

Roulet JF, Degrange M. Adhesion: The silent revolution in dentistry, Quintessence Publishing (IL), 2000.

Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: A contemporary approach for achieving a predictable outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(SUPPL. 2): 73-81.

Saito S, Tosaki S, and Hirota K. Characteristics of Glass-Ionomer Cements. In Davidson C. L., Mjör I. A. (Eds.), *Advances in Glass-Ionomer Cements*. 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc., 1999; 15-50.

Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restor Dent*. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2011.
Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue – A review. *J. Adhes. Dent.*, 2010; 12:343–71.

Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adh Dent.* 2005; 7(1), 7-17.

Saragih DA, Herda E, Triaminingsih S. The influence of topical application of grapeseed extract gel on enamel surface hardness after demineralization. *J Phys Conf Ser.* 2017; (Vol. 884, No. 1, p. 012017). IOP Publishing.

Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent.* 2004; 29: 333-341.

Schiltz-Taing M, Wang Y, Suh B, Brown D, Chen L. Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Oper Dent.* 2011; 36: 86-91.

Schmidt A, Schäfer E, Dammaschke T. Shear bond strength of lining materials to calcium silicate cements at different time intervals. *J. Adhes. Dent.*, 2017; 19(2), 129-35.

Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1), 50-53.

Sharma P, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N. Adhesion to pulp chamber dentin: Effect of ethanol-wet bonding technique and proanthocyanidins application. *Suadi Endod J* 2015; 5:38-45.

Shehata WK, Aziz AE, A El-Naggar G, Abdel Ghany OS. Effect of Sandblasting and Zirconia Primer Application on The Zirconia-Cement Shear Bond Strength (An in-vitro Study). *Al-Azhar Dent. J. for Girls*, 2018; 5(2), 187-194.

Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Comp Contin Educ Dent.* 2012; 33(1), 28-36.

Smith DC, Williams DF. Biocompatibility of Dental Materials: Biocompatibility of preventive dental materials and bonding agents. Boka Raton: CRC, 1982.

Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G. Color stability of composite resin cements. *Gen Dent.* 2011; 59(5), 390-394.

Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *J Biomed. Opt.*, 2005; 10(3), 031104.

Srinivasulu S, Vidhya S, Sujatha M, Mahalaxmi S. Effect of collagen cross-linkers on the shear bond strength of a self-etch adhesive system to deep dentin. *J. Conserv. Dent.*, 2013; 16(2), 135.

Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resincements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013; 34(1), 42-46.

Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of Oper Dent. United States: Quintessence Books, 2001.

Swift EJJr, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. Am J Dent. 1997; 10(4), 184-188.

ŞENTUT F. Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Tam Seramiklerin Dentine Bağlanma Direncine Olan Etkilerinin İncelenmesi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007; Isparta.

Şimşek I, Seçilmiş A, Bülbül M, Üşümez A. Color changes in resin cements due to light polymerization with and without all-ceramic restorations. J Adh Sci Tec. 2016; 30(20), 2257-2264.

Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. J. Prosthodont. Res., 2017; 61(4), 412-418.

Taher NM, Ateyah NZ. Shear bond strength of resin modified glass ionomer cement bonded to different toothcolored restorative materials. J Contemp Dent Prac 2007; 8:1-9.

Tang CF, Fang M, Liu RR, Dou Q, Chai ZG, Xiao YH, Chen JH. The role of grape seed extract in the remineralization of demineralized dentine: Micromorphological and physical analyses. Arch. Oral Biol. 2013; 58(12), 1769-1776.

Taschner M, Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Rosenbusch S, Petschelt A, Kramer N. IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. Am J Dent. 2009; 22(1), 55.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dent Mater.* 1997; 13(2), 118-127.

Toledano M, Osorio E, Osorio R, García-Godoy F. Microleakage of class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5), 610-615.

Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Barkmeier WW. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent.* 1995; 20 (2), 46-50.

Triolo PT Jr, Swift EJ Jr. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater.* 1992; 8 (6), 370-374.

Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezın Simanlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014; 35(2), 1-8.

Unosson E, Cai, Y, Jiang, X, Löf J, Welch K, Engqvist H. Antibacterial properties of dental luting agents: potential to hinder the development of secondary caries. *Int J Dent.* 2012; <http://dx.doi.org/10.1155/2012/529495>.

Uzun Hİ, Bayır A. Bazı Şaraplık Üzüm Çeşitlerine Ait Çekirdeklerin Toplam Fenolik Madde İçerikleri ve Antiradikal Aktivitelerinin Belirlenmesi. *Ulusal Bağcılık-Şarapçılık Sempozyumu ve Sergisi*, 2008; 6-8.

ÜŞÜMEZ A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD., 2001; Konya.

Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold, A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011; 142, 20-24.

Verma R, Singh UP, Tyagi SP, Nagpal R, Manuja N. Long-term bonding effectiveness of simplified etch-and-rinse adhesive to dentin after different surface pre-treatments. *J Conserv Dent* 2013; 16:367-70.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2009; 25(9), 1104-1108.

Wadhvani C, Hess T, Pineyro A, Opler R, Chung KH. Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(4):859-64.

Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MAR, Atta MT. Effect of adhesive systems associated with resin-modified glassionomer cements. *J. Oral Rehabil.*, 2006; 33(2):110-116.

Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *Brit Dent J*. 2002; 193(1), 17-28.

Watson TF. Bonding Glass-Ionomer Cements to Tooth Structure. In Davidson C. L., Mjör I. A. (Eds.), *Advances in Glass-Ionomer Cements*. 1th ed. Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc., 1999; 121-136.

White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod*. 1995; 21(1), 9-12.

Xie Q, Bedran-Russo AK, Wu CD. In vitro remineralization effects of grape seed extract on artificial root caries. *J Dent*. 2008; 36(11), 900-906.

Xing W, Chen X, Ren D, Zhan K, Wang Y. The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology*. 2017; doi: 10.1007/s10266-016-0287-9.

Xu LQ, Neoh KG, Kang ET. Natural polyphenols as versatile platforms for material engineering and surface functionalization. Prog. Polym. Sci., 2018.

Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. J Mech Behav Biomed Mater. 2016; 61, 62-69.

YAVUZER S. Farklı Rezin Simanların Porselen Dentin Arasındaki Bağlantı Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2013, Konya.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J. Dent. Res., 2004; 83:454–8.

YÖNDEM İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. 2006; Konya.

Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Hybridization quality in cervical cementum and superficial dentin using current adhesives. Dent Mater. 2008; 24(5), 584-593.

Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler (31. basım). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 2011; s.263.

Zmener O, Pameijer CH, Rincon SMH, Serrano SA, Chaves C. Sealing properties of three luting agents used for complete cast crowns: a bacterial leakage study. Oper. Dent. 2013; 38(6), E221-E228.

EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı.

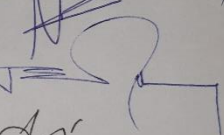
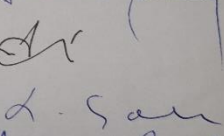
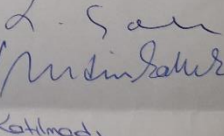
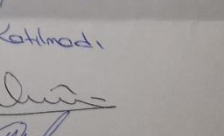
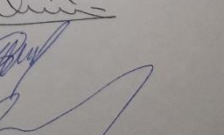
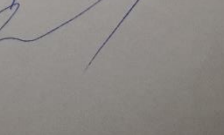
EK-632-2018


YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME ETİK KURULU

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 29.03.2018
Toplantı No : 2018/56
Proje No : 542

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Prof. Dr. A. Nehir Özden'in sorumlu araştırmacısı olduğu, YDU/2018/56-542 proje numaralı ve "**Farklı Yapıştırma Simanlarında Proantosiyanidin Yüzey İşlemlerinin Bağlantı Direncine Etkisinin Karşılaştırılması**" başlıklı proje önerisi kurulumuzca değerlendirilmiş olup, etik olarak uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Rüştü Onur	(BAŞKAN)	
2. Prof. Dr. Nerin Bahçeciler Önder	(ÜYE)	
3. Prof. Dr. Tamer Yılmaz	(ÜYE)	
4. Prof. Dr. Şahan Saygı	(ÜYE)	
5. Prof. Dr. Şanda Çalı	(ÜYE)	
6. Prof. Dr. Nedim Çakır	(ÜYE)	
7. Prof. Dr. Kaan Erler	(ÜYE)	Katılmadı
8. Doç. Dr. Ünran Dal Yılmaz	(ÜYE)	
9. Doç. Dr. Nilüfer Galip Çelik	(ÜYE)	
10. Yrd. Doç. Dr. Emil Mammadov	(ÜYE)	

Ek 2: Tezden Gerçekleştirilen Uluslararası Hakemli Dergide (SCI- Expanded) Yayınlanan Makale.

Atabek Ş, Özden AN. Comparison of the Effect of Proanthocyanidin Surface Treatments on Shear Bond Strength of Different Cements. *Materials*, 2019; 12(17), 2676.

Ek 3: ÖZGEÇMİŞ

Adı	ŞİFA	Soyadı	ATABEK
Doğum Yeri	Y. GİRNE	Doğum Tarihi	02.02.1992
Uyruğu	KKTC	Tel	0548 873 27 17
E-mail	sifaatabek@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Yüksek Lisans	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lisans	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	19 Mayıs TMK	2010

İŞ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2015-2019

Yabancı Diller	Okuduğunu anlama	Konuşma	Yazma
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ
ALMANCA	ORTA	ORTA	ORTA

BİLGİSAYAR BİLGİSİ

Program	Kullanma Derecesi
MICROSOFT WORD	ÇOK İYİ
MICROSOFT POWER POINT	ÇOK İYİ
MICROSOFT EXCEL	İYİ