



T.C

EGE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAM SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANMASINDA REZİN SİMANLAR
İLE KOMPOZİTLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Uzmanlık Tezi

DİŞ Hekimi

Alev MUTLU

İZMİR

2019

T.C

EGE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAM SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANMASINDA REZİN SİMANLAR
İLE KOMPOZİTLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi

Alev MUTLU

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ebru ÇAL

İZMİR

2019

ÖNSÖZ

Bugünlerime onlar sayesinde geldiğim varlıklarına her daim şükrettiğim sevgili aileme,

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman tecrübe ve bilgisini benden esirgemeyen, bu çalışmanın oluşturulması ve yürütülmesinde tüm desteğiyle yanımda olan, hekimlik adına kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olmaktan dolayı gurur ve mutluluk duyduğum, kendimi hep şanslı hissetmemi sağlayan tez danışmanım, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ebru ÇAL'a,

Tez komitemde bulunan ve hangi konuda olursa olsun yardımını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU'na ve tez izleme komitemde bulunan değerli hocam Doç. Dr. Bora BAĞIŞ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisiyle yol gösterip bizlere her türlü konuda yardımcı olan, uzmanlık eğitimim boyunca Protetik Diş Tedavisi Bölümü Ana Bilim Dalı başkanlığı görevini yürüten değerli hocam Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a,

Uzmanlık eğitimimin başından sonuna kadar kendisini her zaman yanımda hissettiğim her daim güler yüz ve ilgisi ile yaklaşan ve uzmanlık eğitimime değer katan kıymetli hocam Prof.Dr.Gülcan COŞKUN AKAR'a,

Mekan, makam, mevki farketmeksizin her koşulda yardım etmek için elinden geleni sonuna kadar yapan, soran sorgulatan ve öğretmek için çabalayan hekimliğime ve uzmanlık eğitimime değer katan ve kendisini tanımaktan dolayı mutluluk duyduğum değerli hocam Prof.Dr.Bülent GÖKÇE'ye,

Klinik tecrübe ve bilgileri ile her zaman yoluma ışık tutan hekimliğime değer katan , etik ilkeler konusunda kendilerinden çok şey öğrendiğim, hangi konuda olursa olsun yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocalarım Prof.Dr Erhan ÇÖMLEKOĞLU ve Doç.Dr.Akın ALADAĞ'a,

Çalışmada gerekli istatistiksel analizlerin yapımında ve değerlendirilmesinde tüm anlayışıyla yardımcı olan değerli hocam Doç. Dr. Timur KÖSE'ye,

Ve Uzmanlık eğitimime değer katan tecrübelerini ve bilgi birikimini bizler ile paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının diğer bütün öğretim üyelerine ,

Onları tanımaktan dolayı mutluluk duyduğum kürsümüzün güler yüzlü personelleri Hatice abla ve Münire abla'ya, uzmanlık eğitimimde arkadaşlıkları ile hep yanımda destek olan Beril KOYUNCU'ya, Ecem AKAR'a, tezdeki yardımlarından dolayı Buse KARATAY ŞİBAL'e teşekkürü bir borç bilirim.

Dt.Alev MUTLU



ÖZET

CAM SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANMASINDA REZİN SİMANLAR İLE KOMPOZİTLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışmada; farklı protokoller ile uygulanan rezin siman ve kompozitlerin cam seramik-yapıştırma ajanı-diş birleşimindeki bağlantıya etkisinin araştırılması ve çalışmada kullanılan materyallerin adezyon başarısının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamıza çeşitli nedenlerle çekilmiş 108 adet çürüksüz üçüncü molar diş dahil edilmiştir. Çalışmada kullanılacak olan dişler akrilik bloklara gömülüp okluzal yüzeylerinden dentin dokusu açığa çıkartılmıştır. Hazırlanan dişler randomize 9 gruba ayrılmıştır (n=12). 3 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde IPS e.max CAD bloktan 108 adet seramik örnek hazırlanmıştır. Dört farklı rezin siman; Variolink Esthetic DC (Ivoclar vivadent), G-cem Link Force (GC), Panavia V5 (Kuraray), Maxcem Elite Chroma (Kerr) ve üç farklı akışkan kompozit; G-aenial universal flow (GC), Herculite XRV Ultra Flow (Kerr) ,Vertise Flow (Kerr) ve bir tane ön ısıtmalı kompozit rezin Enamel Plus HRI (Micerium) kullanılarak üreticilerinin talimatlarına uygun olarak dişlerin hazırlanan okluzal yüzeylerine farklı prosedürler ile (total etch, self etch, self adeziv) yapıştırılmıştır. Yapıştırılan örneklere 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C'lik su banyoları içerisinde 20 sn bekleme süresinde 5000 döngüde termal yaşlandırma yapılmıştır. Hazırlanan örneklere Universal test cihazı (AGS-J, SHIMADZU) kullanılarak makaslama testi uygulanmış ve bağ dayanımlarına bakılmıştır. Kirma yüzeyleri stereomikroskopta incelenmiş ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir. Veriler istatistiksel olarak tek yönlü varyans analizi (Anova) ile değerlendirilmiştir. Test grupları arasındaki anlamlı farklılıkların tespitinde Tukey testi $p=0.05$ anlamlılık düzeyi kabul edilerek kullanılmıştır. Kirma testi sonuçları ise Ki Kare testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Bulgulara göre total etch prosedürleri ile yapıştırılan G-aenial universal flow (akışkan kompozit) 15,42 MPa, G-cem Link Force (rezin siman) 12,69 MPa , Herculite XRV Ultra Flow (nanohibrit akışkan kompozit) 11,51 MPa ortalama bağ dayanımları ile diğer örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur

($p < 0,05$). Ardından total etch grubundaki diğer malzemelerin bağ dayanımı ortalamaları Enamel Plus HRI (ön ısıtmalı kompozit rezin) 4,84 MPa ve Variolink DC (rezin siman) 'nın bağ dayanımı 3,15 MPa bulunmuştur. Self etch gruptaki örnekler ise Maxcem Elite Choroma-SE (rezin siman) 3,91 MPa ve Panavia V5 (rezin siman) 3,69 MPa olarak bulunmuştur. Kendinden adezivli prosedürler ile yapıştırılan örneklerin Maxcem Elite Choroma (SA) 0,83 MPa ve Vertise Flow 1,87 MPa bağ dayanımlarının oldukça düşük olduğu da gözlemlenmiştir.

Sonuç olarak total etch sistemler ile kullanılan G-aeniel Universal Flow akışkan kompozitin en yüksek bağ dayanımı değeri gösterdiği, onu total etch adesiv siman G-cem Link Force'un izlediği bulunmuştur. Akışkan kompozitlerin total etch prosedürler ile tam seramiklerin yapıştırılmasında rezin simanlara alternatif olabileceği gösterilmiştir. Tam seramiklerin yapıştırılmasında self etch ve self adeziv sistemlerin kullanılması hala tartışmalıdır ve bu tip materyallerin bağlanma performansı açısından daha da geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler; e.max CAD tam seramik, adeziv simantasyon, rezin siman, akışkan kompozit, ön ısıtmalı kompozit, bağlanma dayanımı

ABSTRACT

COMPARISON OF ADHESIVE BONDING EFFECTIVENESS OF RESIN CEMENTS AND FLOWABLE COMPOSITES IN LUTING GLASS CERAMICS TO DENTINE

The aim of this study was to investigate the effect of resin cements and composite resins applied in different bonding protocols between ceramic-bonding agent-tooth interface and to evaluate the adhesion success of the materials used in the study.

108 non-carious third molar teeth extracted due to various reasons were included in our study. The teeth were embedded in acrylic blocks and the dentin grinded was exposed from the occlusal surfaces. The teeth were divided into 9 randomized groups (n = 12). 108 ceramic samples were prepared 3 mm diameter, 3 mm high from IPS e.max CAD blocks. Four different resin cements; Variolink Esthetic DC (Ivoclar vivadent), G-cem Link Force (GC), Panavia V5 (Kuraray), Maxcem Elite Chroma (Kerr) and three different flowable composites; G-aenial universal flow (GC), Herculite XRV Ultra Flow (Kerr), Vertise Flow (Kerr) and one pre-heated composite; Enamel Plus HRI (Micerium) is luted to the prepared occlusal surfaces of the teeth with different protocols (etch and rinse, self-etch and self-adhesive) according to the instructions of the manufacturers. The specimens were thermocycled in $5 \pm 2^\circ\text{C}$ and $55 \pm 2^\circ\text{C}$ water baths for 20 sec. Shear bond strength test was performed in a Universal Testing Machine (AGS-J, SHIMADZU) and the shear bond strengths were investigated. Failure surfaces were observed by stereomicroscope and fracture types were evaluated. Data were analyzed by one-way (Anova) test ($\alpha=0.05$).

According to the findings, G-aenial universal flow luted with total etch protocol 15,42 MPa, G-cem Link Force 12,69 MPa, Herculite XRV Ultra Flow (nanohibrit fluid composite) 11,51 MPa average bond strength values were found to be significantly higher than the other samples ($p < 0.05$). The bond strength values of the other materials in the total etch group were determined as the bond strength of Enamel Plus HRI (pre-heated composite resin) 4,84 MPa and Variolink DC (resin cement) of 3,15 MPa. The samples in the self etch group were Maxcem Elite Chroma-SE (resin cement) 3.91 MPa and Panavia V5 (resin cement) 3.69 MPa. It was also observed that

the samples luted with self-adhesive procedures were very low in Maxcem Elite Chroma (SA) 0.83 MPa and Vertise Flow 1.87 MPa bond strengths.

As a result, it was found that G-aeniel Universal Flow flowable composite used with total etch systems showed the highest bond strength value and it was followed by the total etch adhesive cement G-cem Link Force. It has been shown that flowable composites can be an alternative to resin cements when bonded with total etch procedures. In spite of total etch applications, the bond strength of self-etch and self-adhesive applications is still controversial and their bonding performance is still to be developed.

Keywords; e.max CAD full ceramic, adhesive cementation, resin cement, flowable composite, pre-heated composite, shear bond strength

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
GRAFİKLER DİZİNİ	xii
RESİMLER DİZİNİ.....	xiii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	5
2.1.2.1. Sinterize Seramikler	6
2.1.2.2. Cam Seramikler	6
2.1.2.3. Refrakter Day Üzerinde Elde Edilen Seramikler	6
2.1.2.4. Isı ile Preslenebilir Seramikler	7
2.1.2.5. Frezelenen Seramikler.....	8
2.1.2.5.1 Dental CAD/ CAM sistemleri	8
2.1.2.5.2. Frezelenen Seramik IPS e.max CAD	10
2.1.2.5.2.1. Yapısı ve Özellikleri	10
2.1.2.5.2.3 Üretici Tarafından Blokların Üretimi	11
2.1.2.5.2.4. Restorasyonların Üretilmesi.....	11

2.1.2.5.2.5. Optik Özellikler	12
2.1.2.5.2.6. Mekanik Özellikleri	13
2.1.2.5.2.7. Klinikte Kullanımı	13
2.1.2.5.2.8. Restorasyonların Simantasyonu	14
2.1.3. Monolitik restorasyon anlayışı	14
2.2. Simantasyon	16
2.2.1. Adeziv Simantasyon	19
2.2.2. Adezyon kavramı	21
2.2.2.1. Mine Dokusunun Adeziv Özellikleri	22
2.2.2.2. Dentin dokusunun Adeziv Özellikleri	22
2.2.3. Rezin Esaslı Yapıştırma simanları	25
2.2.3.1. Rezin esaslı yapıştırma simanlarının sertleşme mekanizmalarına göre sınıflandırılması	26
2.2.3.1.1. Kimyasal Aktivasyonla Sertleşenler (chemical-cure)	26
2.2.3.1.2. Işıkla sertleşenler (Light-cure)	26
2.2.3.1.3. İkili sertleşenler (Dual-cure)	27
2.2.3.2. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanlarının Adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması	29
2.2.3.2.1. Asitlenen ve Yıkanan yapıştırma simanları	30
2.2.3.2.2. Kendinden Asitli yapıştırma simanları	31
2.2.3.2.3. Kendinden Adezivli yapıştırma simanları.....	32
2.2.4. Ön ısıtmalı Kompozit Rezinler	34
2.2.5. Akışkan Kompozit Rezinler	35

2.2.6. Tam Seramik Sistemlerin simantasyonu	36
2.3. Isı Banyosu	39
3-GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Dişlerin seçilmesi ve hazırlanması	40
3.2. Diş yüzeyinin hazırlanması	40
3.3. Dişlerin akrilik bloklara gömülmesi	41
3.4. Seramik örneklerin hazırlanması	43
3.5. Yapıştırma (Simantasyon) işlemi.....	46
3.5.1. Yapıştırma öncesi seramik yüzeyinin hazırlanması	46
3.5.2. Yapıştırma öncesi Diş yüzeylerinin hazırlanması ve farklı yapıştırma gruplarına göre prosedürlerin uygulanması.....	47
3.5.2.1.Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler.....	47
3.5.2.2. Total-Etch prosedürler ile yapıştırılanlar.....	50
3.5.2.3. Self-Etch prosedürler ile yapıştırılanlar.....	55
3.5.2.4. Self-Adhesive prosedürler ile yapıştırılanlar.....	56
3.6. Isı banyosu işlemi.....	57
3.7. Makaslama Bağlantı direnci testi	57
3.8. Kırılma yüzeylerinin incelenmesi	59
4-BULGULAR	60
4.1.İstatistiksel Analiz.....	60
4.2.Makaslama Bağ Dayanımı Testi Bulguları	60
4.3. Stereomikroskopta Yüzeylerin Değerlendirilmesi ve Bulguları	70
4.3.1. Stereomikroskopta Yüzeylerin Değerlendirilmesi.....	70

4.3.2. Stereomikroskop Bulguları.....	75
5-TARTIŞMA	80
6-SONUÇ	98
7-KAYNAKLAR.....	99
8-ÖZGEÇMİŞ.....	115



TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Geleneksel ve Rezin yapıştırma simanlarının avantaj ve dezavantajları.....	18
Tablo 2: Rezin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması...	28
Tablo 3: Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması.....	29
Tablo 4: Çalışmada kullanılan malzemelerin içerikleri.....	48
Tablo 5.1.: Çalışmada kullanılan total etch self etch, self adeziv sistemler ile yapıştırılan örneklerin makaslama test sonuçları ve ortalama değerleri.....	61
Tablo 5.2. Örneklerin bağlantı direnci değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları, ortanca, minimum ve maksimum analiz değerleri.....	63
Tablo 5.3. Total etch, Self etch ve Self Adeziv gruplarının ortalama, standart sapma, ortanca, minimum, maksimum değerleri.....	64
Tablo 5.4. Karekök dönüşümleri yapılmış analizlerin %95 güven aralığında düşük ve yüksek bağlanma değerleri, standart sapma, minimum, maksimum değerleri.....	64
Tablo 5.5. Karekök dönüşümleri yapılarak malzemelerin birbirleri ile karşılaştırılmaları sonucu oluşturulmuş analiz ($p=0.05$).....	65
Tablo 5.6. Tukey testine göre karekök bağ dayanımı değerlerine göre dağılımı.....	69
Tablo 6.1: Steromikroskop yüzey analizine göre kopma tiplerinin gruplara göre dağılımı.....	75
Tablo 6.2. Kırılma Tiplerinin yüzdelerine göre ayrıldığı tablo.....	76
Tablo 6.3. Kırılma tiplerinin adeziv ve mix olarak ayrıldığı tablo.....	77

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: IPS e.max CAD bloklar.....	10
Şekil 2: IPS e.max Press.....	11
Şekil 3: Diş dokusuna simante edilen seramik örneğin şematize edilmesi.....	33

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Kullanılan yapıştırma malzemelerinin ortalama bağlanma dayanımı değerleri grafiği.....	62
Grafik 2: Yüzey kırılma tiplerinin yüzdelere göre grafiksel dağılımı.....	78
Grafik 3: Yüzey kırılma tiplerinin adeziv ve mix olarak dağılımı grafiği.....	78

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Dişin alçı motorunda okluzalden aşındırılması.....	40
Resim 2: Elmas separe ile yüzeyin düzgün hale getirilmesi.....	41
Resim 3: Dentin yüzeyinin zımparalanması.....	41
Resim 4: Dişin metal tutucuya sabitlenmesi.....	42
Resim 5: Metal tutucunun dişle birlikte fiksatöre sabitlenme.....	42
Resim 6: Tutucu ile sabitlenen dişlerin fiksatör yardımı ile akriliğe gömülmesi.....	43
Resim 7: Rastgele seçilmiş 12'li örnek grubu.....	43
Resim 8: Seramik Örneklerin elde edildiği IPS e.max CAD (Ivoclar) bloklar.....	44
Resim 9-10: Örneklerin seramik fırınında (z.B. Programat P710 ivoclar) kristalizasyonu....	45
Resim 11: Kristalizasyon işlemi sonrası seramik örnekler.....	45
Resim 12: IPS Ceramic Etching Gel %5 HF (Ivoclar Vivadent).....	46
Resim 13: Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray).....	46
Resim 14: Etching Gel %37 ortofosforik asit (Ivoclar Vivadent).....	50
Resim 15: Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent).....	50
Resim 16: Variolink Esthetic DC (Ivoclar) rezin siman.....	51
Resim 17-18: Tutucu fiksatör yardımı ile sabit kuvvet altında seramik örneklerin yapıştırılıp ışınlanması.....	51
Resim 19: Yapıştırmanın tamamlandığı 12'li örnek grubu.....	52
Resim 20: G-Cem LinkForce (GC) rezin siman.....	52
Resim 21: G-aeniel Universal Flo (GC) akışkan kompozit.....	53
Resim 22: Herculite XRV Ultra Flow (Kerr) akışkan kompozit.....	53
Resim 23: Enamel Plus HRi (Universal Dentin – Micerium) ön ısıtmalı kompozit.....	54
Resim 24: Kompozit Isıtma Cihazı Ena Heat (Micerium).....	54
Resim 25: Panavia V5 self etch rezin siman (Kuraray).....	55
Resim 26: Maxcem Elite Chroma (Kerr) self etch/self adeziv rezin siman.....	56
Resim 27: Vertise Flow (Kerr) self adeziv akışkan kompozit.....	56
Resim 28: Isı banyosu.....	57

Resim 29: Universal Test Cihazı (AGS-J, SHIMADZU).....	58
Resim 30: Makaslama kuvvetinin uygulanması.....	59
Resim 31,32: Stereomikroskopta (Leica S8APO,Heerbrugg, İsviçre).....	60
Resim 33,34: Adeziv kopma dentin yüzeyinde %0-25 siman kalıntısı.....	71
Resim 35,36: Mix kopma dentin yüzeyinde %25-50 siman kalıntısı.....	72
Resim 37,38: Mix kopma dentin yüzeyinde %50-75 siman kalıntısı.....	73
Resim 39,40: Mix kopma dentin yüzeyinde %75-100 siman kalıntısı.....	74



1.GİRİŞ

Günümüzde hastaların estetik ve doğal restorasyon beklentileri tam seramik restorasyonlara talebi arttırmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerinin ve adeziv sistemlerin hızlı gelişimi ile tam seramik restorasyon uygulamaları artmış ve CAD-CAM sistemlerinin de dahil olması ile hem estetik hem de tek seansta üretilen dayanıklı restorasyonlar diş hekimliği klinik pratiğinde kullanılabilir hale gelmiştir. Günümüzde tam seramik restorasyonların adeziv simantasyon sistemleri ile simante edilmesi kırılma direncini ve dayanıklılığını arttırmış mikrosızıntı görülme riskini de önemli derecede azaltmıştır.

Metal destekli porselen restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmaları ve maliyetlerinin düşük olmasına rağmen, ışık geçirgenliklerinin düşük olması, marjinlerde gri renkte hoş olmayan bir görünümün oluşması nedenleriyle, metal içermeyen restorasyonlara olan gereksinim artmıştır. Bu nedenle geliştirilen tam seramik restorasyonların uzun dönem ağız ortamında başarıyla hizmet verebilmeleri öncelikle seramik, yapıştırma ajanı ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır (1).

Bu restorasyonların uzun süreli başarısı için klinisyenin, anahtar faktör olan yapıştırıcı siman ve kullanım şeklini, seramik tipini ve yüzey işlemlerini anlaması gerekir, çünkü simantasyondan önce seramik yüzeyine uygulanması gereken işlemler, kullanılan seramik materyaline göre farklılık gösterir (2). Dayanıklılığı yüksek bir adeziv rezin siman üstün retansiyon sağlar, marjinal adaptasyonu iyileştirir, mikrosızıntıyı önler, restorasyonun ve restore edilen dişin kırılma direncini artırır (3).

Tam seramik restorasyonlar, doğal görünüm, biyoyumluluk, renk stabilitesi ve özellikle saf alüminyum oksit ve feldspatik porselenle yoğun olarak sinterlenmiş sistemlerin radyografik kontrastının, dentinin radyografik kontrastına yakın olması, daha az diş dokusu kaldırılarak yeterli desteğe ve tatmin edici estetik özellikleri sağlayabilmesi gibi avantajlarının yanında hassas yapım teknikleri ve kırılma olmaları gibi dezavantajlara sahiptir (4-6).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD\CAM) teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte kırılmaya karşı dayanıklı, translusent ve polikromatik tam seramik restorasyonlar, monolitik bloklardan üretilebilmektedir (7, 8).

Kor ve seramik materyaller arasındaki termal etkileşim sonucu oluşan veneer seramiklerin kırılma ve chipping riski, dental literatürde halen tartışma konusu olarak yer almaktadır. Monolitik cam seramik sistemlerin kullanımının laboratuvar ve klinik aşamada umut verici sonuçlar gösterdiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir (9).

Rezin esaslı yapıştırma simanları genel olarak bağlanma ajanı sistemlerinin gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır. Rezin esaslı yapıştırma simanları diş dokularına kuvvetli bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu yapıştırma simanları yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstün özelliklerinden dolayı inley, onley, lamina, kron köprü gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlarda tercih edilirler (1). Son zamanlarda, ön ısıtmalı rezin kompozitler yapıştırma ajanı olarak da önerilmektedir. Yüksek doldurucu içerikli rezin kompozitlerin tam seramiklerin yapıştırılmasında kullanılması birtakım avantajlar sağlamaktadır.

Adeziv teknolojisinin gelişmesiyle günümüzde çeşitli rezin simanlar piyasaya sürülmüştür. Klinik başarı için simanla güçlü bir bağlantı elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığının arttığı görülmüştür. İyi bir seramik-rezin bağlantısının elde edilememesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve hatta bu durum, restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir (10).

1990'ların başlarında da dentin adezivlerinin gelişmesi ile birlikte hekimler alışıla gelmiş metal-seramikleri terk edip tam seramikleri kullanmaya başlamışlardır. Tam seramiklerde hala mevcut olan en büyük sorun dentin/adeziv bağlantısının mine/adeziv bağlantısından daha güçsüz olmasıdır (11).

Bizim çalışmamızın amacı da; CAD CAM sistemi ile hazırlanan e.max CAD tam seramik örneklerin dentin yüzeyine yapıştırılmasında, farklı şekillerde uygulanan

adeziv ve kompozit sistemlerin bağlanma dayanımlarının incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Seramikler

Çağdaş tanıma göre seramikler; metalik ve metalik olmayan elementlerden oluşan bileşikler olarak tanımlanır. Dental seramikler, dokulara uyumları, doğal diş benzer yarı şeffaflıkları, abrazyona ve baskı kuvvetine karşı dirençlerinin fazlalığı, kimyasal stabiliteleri, estetik üstünlükleri ve fluorensans özellikleri nedeniyle dental restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen materyallerdir. Seramikler üstün özelliklere sahip olmalarına rağmen diş hekimliği kliniğinde her durumda tam başarı ile kullanılacak özellikte evrensel bir seramik maddesi bulunmamaktadır. Bu nedenle klinikteki farklı uygulamalar için farklı özelliklerdeki seramikler kullanılmaktadır. Seramiklerin başarılı bir şekilde uygulanması hekimin; kullanılan maddeleri, bunların üretim yöntemlerini, simantasyon işlemlerini iyi bilmesi ve bu bilgileri hastanın bireysel klinik durumu ile eşleştirip uygulama yetisine bağlıdır (2, 12, 13).

2.1.1.Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Seramik katı, sert ve kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal dişin yüzey dokusu, rengi ve ışık geçirgenliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma dayanımı ve renk stabilitesine sahiptir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve duyarlılık riskini azaltmaktadır (14). Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Bakteri plağı glazürlü porselen yüzeyinden kolaylıkla uzaklaştırılabilir (15).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği ise düşük çekme ve bükülme dayanımıdır. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma gerilmelerine karşı dirençli iken, germe ve

bükülme gerilmelerine karşı dirençsizdir. Gerilme dayanımı ortalama 20-60 MPa, basma dayanımı ise ortalama 350-550 MPa'dır. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den fazla şekil değişikliğine dayanamazlar. Porselenin kırılma kuvveti, çekme ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik şekil değişikliği gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kaymaz. Bu tip yükler, genelde gerilme yoğunluğunun en yüksek olduğu mikro-çatlak bölgelerinde kırıklarla sonuçlanır (16). Klinikte sabit protetik uygulamalar sırasında; okluzal yüzeylerin temas alanlarında, temas alanlarının altında kalan simantasyon yüzeylerinde, kron ve birleşim bölgelerinin sınırlarından başlayan mikroçatlaklar seramik restorasyonlarda kırıklara neden olabilmektedir (17, 18).

Dental seramikler, oral dokularla biyouyumludurlar ve oral kavite içerisinde kimyasal bir reaksiyona neden olmazlar. Mükemmel estetik özelliklerinin yanında yapısal olarak da dayanıklı materyallerdir. Porselenin dayanıklılığı; bileşimindeki maddelere, yüzey yapısına ve içerisinde bulunan boşlukların konumu ve miktarına bağlıdır. Kristal fazın miktarı, yapısı, partikül büyüklüğü ve termal genişleme katsayısı seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini etkilemektedir (19).

Yorulma dayanımı, dental seramik restorasyonların uzun ömürlülüğünü ve dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Materyalin yorulmasından, sürekli maruz kalınan stresler ve nem varlığında gelişen mikroskobik düzeydeki çatlaklar sorumludur. Materyalin bünyesindeki fissürler içerisine sızan sıvılar çatlaklar içerisine doğru ilerler ve kohesiv bağların yıkılmasına neden olur. Zamanla bu sürecin tekrarlanması ile yapı içerisindeki mikroçatlaklar büyür, daha büyük streslere maruz kaldığında ise materyalin kırılmasına neden olur (20).

Seramiklerin yüzey sertliği oldukça fazladır bu nedenle karşıt yapay ya da doğal dişlerin aşınmasına neden olabilirler. Seramikler termal olarak yalıtkan maddelerdir ve termal genişleme katsayıları doğal dişe yakındır. Fırınlama işlemleri sırasında yapı

içerisindeki suyun buharlaşması ile beraber %30-40 oranında hacimsel büzülme meydana gelir. Bu nedenle sinterizasyon işlemleri sırasında yapı içerisinde meydana gelen büzülme miktarının kontrolü seramik restorasyonların yapısal bütünlüğünün korunması açısından önemlidir (21).

Tam seramik restorasyonların doğal dişlere olan adezyonu yapılan restorasyonların dayanıklı ve uzun ömürlü olmasında önemli role sahip diğer bir etkidir. Sabit bir restorasyonun başarısı yapıştırıcı ajana ve simantasyon tekniğine bağlıdır (22).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda cam iyonomer simanlar ve rezin simanlar sıklıkla kullanılan siman tipleridir. Seramik yüzeylere uygulanan mekanik ve kimyasal işlemler ile yapıştırıcı ajanın bağlantısı artırılabilir. Mekanik uygulamalar arasında; kumlama, elmas frezler ve zımpara diskler kullanılarak yapılan yüzey işlemleri ve lazer uygulamaları gelmektedir (23). Ancak aşırı yapılan yüzey işlemleri mikroçatlak oluşumunu artırmakta ve seramiğin kırılma direncini azaltmaktadır (24). Yapıştırıcı simanların seramik yüzeyine bağlantısını artıran kimyasal işlemler ise asit ile pürüzlendirme ile yapılır. Dental seramiklerin yapısı içerisindeki silika grupları, rezin simanların akrilik grupları ile silanizasyon işlemi uygulanarak bağlantı kurarlar. Adesiv rezin simanların seramiklerle bağlantı dayanımını artırmak için mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri önerilmektedir (25).

2.1.2. Dental Seramiklerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Üretim teknikleri göz önüne alınarak tam seramik materyalleri günümüzde şu şekilde sınıflandırmak mümkündür; sinterize seramikler, cam seramikler, refrakter day üzerinde elde edilen seramikler, ısı ile preslenebilir seramikler, frezelenabilir seramikler (26).

2.1.2.1.Sinterize Seramikler

Sinterizasyon, seramik partiküllerinin yüksek sıcaklıklarda ısı aracılığı ile birleştirilmesi ve daha kararlı ve dayanıklı bir yapı haline dönüştürülmesi işlemidir. Sinterizasyon işlemi fiziksel-kimyasal reaksiyonlar ile seramik yapının son haline ulaşmasını sağlar. Yapı içerisindeki porözite miktarı azalır (27). Lössit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen, alüminyum oksit esaslı seramikler, magnezyum oksit esaslı seramikler, zirkonyum oksit seramikler bu gruptadır.

2.1.2.2. Cam Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği ile üretilebildiklerinden dökülebilir cam seramikler olarak da adlandırılırlar. Cam seramik protezler ilk olarak vitroz ya da kristalin olmayan fazda üretilirler daha sonra devitrifikasyon adı verilen ısı işlemine tabi tutularak kontrollü olarak kristalin faza dönüştürülürler. Bu işlem iki aşamada meydana gelir; ilk aşama kristal birleşme ikinci aşama ise kristal gelişimidir. Bu aşamalar sonucunda seramik yapının kırılma dayanımı, sertliği, aşınma direnci, termal direnci ve kimyasal stabilitesi artar. Restorasyona son şekli veneer porselenler ile verilir (28).

Cam seramikler çatlak büyümesini durdurmaya yardımcı olan daha yüksek kristalin faz oranlarına bağlı olarak geleneksel feldspar temelli seramiklerden çok büyük farklılıklar gösterir. Bu kristaller sayesinde çatlak oluşumu azalır ve mekanik özellikler gelişir. Camsı faz ise parçacık sınırlarını doldurur ve boşluksuz bir yapının oluşmasını sağlar (29).

2.1.2.3. Refrakter Day Üzerinde Elde Edilen Seramikler

Sulu kıvamdaki seramik yapının refrakter day üzerine dökülmesini içeren bir üretim sürecini kapsayan sistemdir. Daha sonra refrakter day üzerinde yüksek sıcaklıklarda seramik pişirilir. Isıl işlem süresince seramiğe göre daha fazla büzülen refrakter day seramiğin day üzerinden kolayca ayrılmasını sağlar. Son aşamada oluşan seramik yapı oldukça porözdür, seramik içerisine ya eriyik halde cam madde infiltre

edilir ya da seramik tamamıyla sinterize edilir (30). Seramiklerin bu teknik ile üretimi pöröziteyi azaltır ve geleneksel feldspatik porselenlere göre daha sert bir seramik yapı elde edilmesini sağlar. Ancak tekniğin uygulanması teknik hassasiyet gerektirir ve uyumlu restorasyonlar elde etmek oldukça zordur (31).

2.1.2.4. Isı ile Preslenebilir Seramikler

Preslenebilir seramiklerin üretimi, seramik kütlesine yüksek sıcaklıklarda sinterizasyon sağlamak amacıyla dışardan basınç uygulanması yöntemi ile gerçekleştirilir. Bu üretim tekniği ile yapı içerisinde pörözite oluşumu önlenmiş ve yoğun zincir reaksiyonu veya ikincil kristalizasyon reaksiyonları sağlanarak seramiğin yoğunluğunun artması ile daha iyi mekanik özelliklerin ortaya çıkması sağlanmıştır (32).

Preslenebilir seramikler iki ayrı kategoride incelenebilir:

1. Güçlendirici kristalin fazı lösit kristallerinin oluşturduğu birinci kuşak (IPS Empres I)

2. Bu fazın lityum disilikat tarafından oluşturulduğu ikinci kuşak (IPS Empress II)

(33)

Bu üretim yöntemiyle dayanıklı altyapılar elde edilir ve bu altyapıların üzerine toz/sıvı karışımı yöntemi kullanılarak seramik kaplanabilir. Önceden sinterlenmiş külçe şeklindeki polikromatik lösit veya lityum disilikat cam seramik blokların ısı ve basınçla şekillendirilmesi ile tam konturda restorasyonlar da yapılabilir. Isı ile presleme yönteminde basınçla kalıba gönderme sıcaklığında seramiğin vizkoz akmasına bağlı olarak en az seviyede porozite oluştuğu düşünülür ve bu sayede dayanım özelliği gelişir. Presleme ile en az seviyede dış preparasyonu gerçekleştirilerek 0,3 mm kalınlığında ince porselen veneerler üretilebilir (34).

2.1.2.5. Frezelenabilir Seramikler (CAD/CAM)

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) yapan sistemlerin gelişimine paralel olarak, bu sistemlerle uyumlu inley, onley, kron yapımında kullanılabilen seramik blokların üretimi de hız kazanmıştır. Bu sistemlerin avantajları arasında; ölçü işlemine olan ihtiyacın ortadan kalkması, hekimin hasta başında harcadığı sürenin azalması, hasta-hekim-operasyon bölgesi ve dental teknisyen arasındaki çapraz kontaminasyon riskinin azalması sayılabilir. Tam seramik restorasyonların üretimini sağlayan bu sistemler arasında; CEREC sistem (Sirona, Bensheim, Almanya), Celay sistem (Mikrona Technologie, Spreitenbach, İsviçre), Procera All Ceram sistem (Noble Biocare, ABD) vardır (35). Prepare edilmiş dişin ağızdan direkt ölçüsü alınabildiği gibi, indirekt olarak daylı modelden de ölçü alınabilir (36).

2.1.2.5.1. Dental CAD/CAM sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM (computer-aided design and computer-aided manufacturing) terimi, bilgisayar kontrolü ile çalışan ve üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir. Bu tanımlamalardan anlaşılacağı üzere sistem; veri toplama ünitesi (CAI), tasarım ünitesi (CAD) ve üretim ünitesinden (CAM) oluşmaktadır. İlerleyen yıllarda endüstriyel üretimde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM teknolojisinin, dental restoratif işlemlerde de kullanılabilirliği üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır (37).

Günümüzde CAD/CAM sistemi, preparasyon alanı ya da elde edilen model ölçüsünün bilgisayara aktarılarak verilerin kaydedilmesi, elde edilen dijital veri üzerinde tasarımların gerçekleştirilmesi ve restorasyonun bu sistem için özel olarak elde edilen seramik, kompozit veya metal bloklardan aşındırma yaparak üretim yapılmasından oluşur (32, 38).

Bilgisayar ortamına aktarılan veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. Sonra bu sanal model üzerinde restorasyon tasarımı tamamlanmaktadır. Planlanan restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir. Yapılacak restorasyonun boyutuna göre seçilen prefabrik bloklar CAM ünitesine yerleştirilir ve aşındırma işlemleri başlatılır (39).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, üretilecek restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonuna ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, hasta başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (40).

Yapılarında herhangi bir hava boşluğu bulunmayan, türdeş, fabrikada standardize edilmiş tam seramik blokların yeni CAD/CAM üretim teknolojileriyle şekillendirilmesi sayesinde diş hekimliği seramiklerinde sinterleme büzülmesi gibi sınırlamalar aşılmış ve tam seramik maddelerin sabit protezlerde kullanımında büyük artış yaşanmıştır (41-43).

CAD/CAM sistemleri genellikle polikristalin katılar olan alümina ya da zirkonya temelli sistemlerde kullanılmakla birlikte cam seramik ve cam doldurucu içeren kristalin temelli sistemlerde de kullanılabilir (41).

Cerec InLab, ölçü alımı ile elde edilen modeli ve mum modelasyonu tarayabilen, taranan modeller üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlayabilen, tasarlanan alt yapılara göre CAM ünitesine yerleştirilmiş seramik blokları aşındırabilen bir sistemdir. Cerec ağız içi kamera ile tarama imkanı sayesinde veriler teknisyene elektronik olarak aktarılır, teknisyen restorasyonu dijital olarak tasarlayarak mum modelasyon, rövetmana alma-presleme gibi mekanik ve emek yoğun işlemler yapılmaksızın restorasyonlar otomatik bir şekilde hasta başında tek seansta tasarlanır, üretilir ve simante edilir (29, 44, 45). CAD/CAM ile üretim yöntemi

kullanılarak inley, onley, kuron ve veneerler tam konturda monolitik olarak üretilebilir.

CAD/CAM sistemi; dental restorasyonun tek seansta üretilmesini sağlayarak klinisyenin işini kolaylaştıran, tek randevu ile hastayı uzun süreli provalardan kurtaran ve gittikçe popülerliği artan bir sistemdir. CAD/CAM sisteminin klinik pratiğe girmesi ile ortaya çıkan tek seans diş hekimliğine olan ilgi gün geçtikçe artmaktadır.

2.1.2.5.2 Frezelenabilir Seramik IPS e.max CAD

2.1.2.5.2.1. Yapısı ve Özellikleri

IPS e.max sistemi restoratif diş hekimliği tam seramik maddeleri konusunda en güncel, konu ile ilgili teknolojidaki en son gelişmelerin ve en yeni fikirlerin uygulandığı sistemlerden birisidir. Bu cam seramik $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-P}_2\text{O}_5$ kimyasal sisteminden elde edilmektedir. Bu sistemde IPS e.max Press ve IPS e.max CAD şeklinde preslenen ve makine ile şekillendirilen lityum disilikat seramikler mevcuttur. IPS e.max'ın fiziksel özellikleri ve yarı şeffaflığı IPS Empress 2'ye göre geliştirilmiştir (46).



Şekil 1: IPS e.max CAD bloklar



Şekil 2: IPS e.max Press

2.1.2.5.2.2. Üretici Tarafından Blokların Üretimi

IPS e.max lityum disilikat kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır. Lityum disilikat seramik çekirdekler cam teknolojisinin üretim yöntemleri kullanılarak oluşturulur. Çekirdek oluşturulurken eritme, soğutma, iki farklı kristalin birlikte nükleasyonu ve kristallerin büyümesi gibi teknikler uygulanır. IPS e.max sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma sonucu elde edilir. Hacimsel kristalizasyon sayesinde matris içinde türdeş şekilde dağılım gösteren kristal odakları oluşur. Üretici tarafından basınçla döküm yöntemi kullanılarak üretilen IPS e.max CAD sisteminde boşluk ve pigment gibi kusurların oluşumu en aza indirilmiştir. Seramiklerin bu şekildeki üretim yöntemleri klinik performansları üzerinde çok büyük etkide bulunmaktadır. Blok şeklinde üretilmiş seramikler hava içermediklerinden, iç kusurları daha az olduğundan genellikle daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir (34, 47). Bu maddelerde üretim sırasında ısıl genleşme miktarı azdır, bu durum ısıl şoklara dirençli bir cam seramik elde edilmesini sağlamaktadır (47).

2.1.2.5.2.3. Restorasyonların Üretilmesi

IPS e.max CAD blokların CAD/CAM ile şekillendirilmesi ile gerçekleştirilir. Makine ile şekillendirilen bloklara üretim sürecinde farklı ısıl işlem uygulanmaktadır. Bunun sonucunda IPS e.max CAD bloklar kısmi şekilde kristalize edilmiş durumda (mavi translüsent aşama) markete sunulur. Kısmi şekilde kristalize edilmiş bloklarda lityum metasilikat (Li_2SiO_3) temel kristal fazdır. Lityum metasilikat kristali bu bloklarda hacimce %40 oranında bulunmaktadır. Blokların lityum metasilikat kristalleri

şeklindeki kısmi kristalizasyonunun amacı makine ile şekillendirilirken şekillendirici aletlerin gereksiz yere aşınmasını önlemek, kolay ve hızlı bir şekilde freze edilmesini sağlamak, aynı zamanda bloklara frezleme işlemine dayanabilecekleri kadar direnç kazandırmak ve milledme sırasında parçacık atması şeklinde kırılma (chipping) riskini azaltmaktır (34, 47, 48).

Kısmi kristalize fazda renklendirici iyonlar farklı bir oksidasyon gösterdikleri için bu fazda bloklar mavi renkte gözükürler. Bu tür seramiklere istenilen şekil verildikten sonra 20-30 dakika arasında fırınlanma ile kristalizasyon tamamlanır, restorasyonların fiziksel özellikleri son halini alır ve tam dayanımlarına ulaşırlar. Fırınlama sonucunda lityum metasilikat kristalleri tam kristalize durumları olan lityum disilikat kristallerine dönüşür (49). Lityum disilikat cam seramikler kristal fazın bu dönüşümü sırasında % 0,2-0,3 oranında önemsiz sayılacak bir çizgisel büzölmeye uğrar. Kristalizasyon tamamlandığında mikroyapı %70 oranında ince grenli lityum disilikat kristalleri içerecek şekilde değişir. Lityum metasilikat lityum disilikata dönüştüğünde restorasyonun rengi de istenilen diş rengine ve yarı-şeffaflığına dönüşür (34).

2.1.2.5.2.4. Optik Özellikleri

IPS e.max sisteminde seramiklerin optik özellikleri büyük bir çeşitlilik göstermektedir. Yeni nesil lityum disilikat sistemlerin ışık geçirgenliği çok yüksek yarı şeffaflık ile çok fazla opaklık arasında değişir. Seramiğin ışık geçirgenliğini camsı ve kristalin fazlarıyla mikroyapısı, parçacık büyüklüğü, parçacık yoğunluğu, ışığı kırma endeksi ve porozite gibi diğer özellikler de etkiler (50).

IPS e.max CAD sisteminde; HT (High Translucency) yüksek şeffaflık, MT (Medium Translucency) orta şeffaflık, LT (Low Translucency) düşük şeffaflık, MO (Medium Opacity) orta opaklık, I (Impulse) opalesans etkili olmak üzere 5 farklı translusensi seçeneğinde bloklar bulunmaktadır (IPS e.max CAD instruction for use 2017). Şeffaflıkları az olan bloklar altyapı maddesi olarak kullanılırken şeffaflığı fazla olan bloklar ile tam konturde restorasyonlar yapılabilir. Yüksek seviyede opasiteye sahip çekirdeklerle dayanak diş yapısındaki renklenmeler maskelenebilir (13).

2.1.2.5.2.5. Mekanik Özellikleri

Yüksek kırılma dayanımı özellikleri sayesinde IPS e.max restorasyonlar dental arka her bölgesinde tek kuron endikasyonlarında kullanılabilir. IPS e.max CAD blokların kristalizasyon öncesi 130 Mpa olan dayanımı final kristalizasyon sonrası 530 Mpa olmaktadır (IPS e.max CAD instruction for use 2017). Geliştirilmiş mekanik özellikleri sayesinde IPS e.max CAD'ın tam seramik maddeleri arasında en yüksek dayanım ve devamlılığa sahip madde olduğu bildirilmiştir (34). Biyouyumluluk, kimyasal çözünürlük, sitotoksitesite, duyarlılık ve irritasyon, radyoaktivite özellikleri olumludur. (Scientific Documentation: IPS e.max Press, Research and Development Scientific Service; Ivoclar, 2005)

2.1.2.5.2.6. Klinikte Kullanımı

IPS e.max CAD seramiklerin endikasyonları; okluzal venerler (table top), ince venerler, venerler, inley ve onleyler, parsiyel kronlar, minimal invaziv kronlar ön ve arka bölgede, kronlar ön ve arka bölgede, anterior ve premolar bölgede üç üyeli köprülerdir. (IPS e.maxCAD instruction for use 2017). Köprülerde anterior bölgede gövde genişliği 11 mm'den büyük, premolar bölgede ise 9 mm'den büyük olmamalıdır. Klinikte lityum disilikat restorasyonları kullanırken tam seramik restorasyonlarda dikkat edilmesi gereken preparasyon tasarımı, stresin yönetilmesi yönlendirilmesi, simantasyon yöntemi gibi konulara dikkat edilmelidir. IPS e.max CAD altyapıların iç yüzeyleri kumlanmamalıdır. IPS e.max CAD köprü altyapılarının iç yüzeylerinin kumlanması sonucunda yapının kırılma dayanımının anlamlı şekilde azaldığı bildirilmiştir. (IPS e.max CAD instruction for use ivoclar vivadent 2017) (34).

IPS e.max CAD seramiklerin klinik takip sonuçları genellikle olumludur. Klinik takiplerde sıklıkla karşılaşılan bir durum simantasyon sonrasında ağızda restorasyonun kenarlarında parçacık atması ya da kırılmadır. Bu durumlarda tam seramik restorasyonların tamiri zordur.

2.1.2.5.2.7. Restorasyonların Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların dayanımı kullanılan seramik maddesi, venerlerde altyapı ile seramik arasındaki bağlantı dayanımı, kuronun kalınlığı ve restorasyonun tasarımı, simantasyon yöntemleri ve destekleyici maddenin niteliklerine bağlıdır (12). Bu etmenlerden simantasyon tam seramik restorasyonların klinik başarısında büyük öneme sahiptir.(51) IPS e.max'ın simantasyonunda genellikle adeziv simanlar tercih edilirken üretici firma rezin simanların yanısıra geleneksel simanların da kullanılabileceği belirtmiştir.

Pagniano ve arkadaşları lityum disilikat seramiklerin adeziv simantasyonunun kırılma direncini %47,6 arttırdığını, Clelland ve arkadaşları ise rezin siman-seramik arasındaki bağlantının rezin siman-dentin arasındaki bağlantıya oranla kırılma direnci üzerinde daha etkili bir faktör olduğunu bildirilmiştir (19, 52).

2.1.3. Monolitik restorasyon anlayışı

Sabit parsiyel protezlerin yapımında geleneksel olarak kullanılan metal alt yapılı seramik venerler mükemmel klinik performanslar sergilemektedir. Çalışmalar göstermiştir ki; yapılan klinik takip sonucunda yıllık başarısızlık oranı %1 iken, 5 yıllık takip sonuçlarına göre sağ kalım oranı %94 tür. (53) Parsiyel sabit protez yapımında metal alt yapılı seramik sistemlerin kullanımı hala altın standart olarak kabul edilmektedir. Tam seramik sistemler kullanılarak da aynı seviyeye ulaşmaya çalışılmaktadır (54).

Dental restorasyonların üretilmesindeki değişiklikler bilgisayar sistemlerinin gelişimi, seramik materyallerinde mikro yapıların geliştirilmesi ile bağlantılıdır. Bu gelişim klinik iş akışında diş hekimi ve teknisyen açısından önemli değişikliklere sebep olmuştur. Aynı zamanda hastalara sunulan tedavi seçeneklerini de değiştirmiştir. Monolitik kronların üretilmesi zirkonya kullanımı ile başlamıştır. Bu konsept yeni olmayıp seramik materyalleri monolitik restorasyonların üretilmesinde çok uzun süreden beri kullanılmaktadır. Artık teknisyen ve diş hekimleri, posterior bölgede

kron ve köprü yapımında seramik materyallerini kullanırken daha güvenli endikasyon koymaya başlamışlardır. Bu yeni üretim tekniklerinin gelişimi ve monolitik üretime geçilmesi ile çok tabakalı viner sistemlerinde görülen mukavemeti düşük tabakada kırık yada chipping gibi komplikasyonlar elimine edilmiştir. Fakat monolitik zirkonya restorasyonların kullanılması doğal dişte aşınma ve doğal dişteki estetik görünümün yakalanamaması gibi başka klinik problemlere sebep olmuştur (54).

IPS e.max Press ve CAD sistemleri monolitik ve tabakalı restorasyon anlayışlarına farklı bir boyut katmıştır. Bu sistemlerde son restorasyon presleme ya da frezeleme yöntemi kullanılarak sadece kor kısmının üretilmesi ve bunun üzerinin tabakalama yöntemi ile kaplanması şeklinde üretilbileceği gibi blokların monolitik olarak preslenmesi ya da frezelenmesi ile de elde edilebilir (34, 55).

Geleneksel monolitik uygulamada hastanın estetik gereksinimleri öncelikle dikkate alınmakta ve restorasyonun yapı dayanıklılığına daha az önem verilmektedir (13) Yeni nesil tek tabakalı uygulamada ise; hastanın estetik gereksinimlerinin yanında yapının mekanik özellikleri de feda edilmemekte, hatta mekanik özellikler ön plana alınıp geliştirilmektedir. Tek tabaka bir yapı sayesinde monolitik dayanım özelliği elde edilir. Monolitik restorasyonlar geleneksel feldspatik seramiklerden yaklaşık beş kat daha dayanıklıdır. Bu maddelerin çok düşük kırılma oranları gösterdiği bildirilmiştir. Monolitik restorasyonlar ince kenarlarda daha yüksek köşe-kenar dayanımı gösterir, daha ince bitirilebilir, çok ince boyutlarda bile ısı ile preslenerek şekillendirilebilir (34).

Bu seramikler monolitik yöntemle üretildiklerinde yapı bütünlüğü çok yüksek seviyededir ve altyapı ile üstyapı ayrılması şeklindeki başarısızlıkların çok düşük oranda olduğu bildirilmiştir. Monolitik tam kuron lityum disilikat seramik kuronlar ile yürütülen kırılma testleri sonucunda kırılmanın yüzeyden kıymık şeklinde ayrılmalar olarak değil, maddenin kendi içinde koheziv ayrılmalar şeklinde görüldüğü bildirilmiştir.(34) Monolitik cam seramik yapılar viner seramik kullanılmadan da üstün estetik sunmaktadır. Monolitik yöntemde yüzey renklendirici maddeler

kullanılarak final renk elde edilmektedir. Bu yöntemin dışında tam tabakalama ve kısmi tabakalama yöntemi de aynı alt yapı üzerine uygulanabilmektedir (13, 34).

Bu şekilde farklı üretim yöntemleri maddenin kullanımda işlevlilik sağlamaktadır. Bu özellik aynı zamanda minimal invaziv koruyucu yaklaşıma daha uygundur. Bu uygulama yöntemleri sayesinde seramik materyalde istediğimiz mekanik ve estetik özelliklerin birbirini desteklemesi söz konusu olmaktadır. Böylece monoblok üretim ile hastanın estetik gereksinimleri karşılanırken yapısal ihtiyaçlar da yerine getirilmektedir.

2.2. Simantasyon

Yapıştırma simanlarının tarihsel gelişimine bakılırsa, fosfat simanlardan karboksilat simanlara sonrasında cam iyonomer simanlar ve en son gelinen noktada rezin esaslı yapıştırma simanlarından bahsedilebilir. Geleneksel simanlar büyük oranda mekanik olarak tutuculuk sağlarlar. Diş preparasyonunun yaklaşım açılarının belli bir oranda mekanik retansiyona izin vermesi ve yapıştırma yüzeyinin de mekanik tutuculuk bakımından pürüzlü olması tercih edilir. Resin esaslı yapıştırma simanları ise kimyasal ve fizyo-kimyasal bağlantı oluştururlar. Sertleşmiş bir yapıştırıcı simanın yapıştırıldığı yerden ayrılması pratikte yapıştırıcı ajanının yüzeye mikro mekanik retansiyonu ve yapıştırıcı ajanının çekme ve makaslama benzeri kuvvetler altında enerji absorbe etme kapasitesine bağlanabilir (56).

Tam seramik restorasyonların başarıyla uzun dönem kullanılabilmesi seramik, yapıştırma ajanı ve diş dokuları arasındaki bağlantının başarısına bağlıdır. Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya bu ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile tamamen örtmelidir (1). Sabit protetik restorasyonların başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmalarda simantasyon işlemine bağlı kron retansiyonunun kaybı en önde gelen sebeplerden biridir (57).

Uygun simantasyon tekniğinin seçiminde çeşitli etmenler etkilidir. Bunlar; restoratif maddenin özellikleri, kenar uyumu, restorasyonun türü, restorasyon yüzeyinin bağlantı için hazırlanma yöntemi, simanların özellikleri, oklüzyon, nem kontrolü, dayanak yapının madde türü, restorasyon kenarının dişetine göre konumu, dayanağın mobilitesi, dişin konumu gibi çeşitli klinik etmenlerdir (58). Başarılı bir simantasyon; seramik-rezin siman-dayanak madde arasında en yakın temasın elde edilmesi sayesinde dayanak görevindeki diş dokusu ile restorasyon arasındaki boşluğun bozulmaya karşı dayanıklı bir şekilde mühürlenmesini, güvenilir bir tutuculuğu ve yeterli optik özelliklerin elde edilmesini sağlar (58).

Diş dokuları ile restorasyon arasında uygun bir simantasyon yöntemi seçilerek yapıştırma simanları yoluyla adezyon sağlandığında diş restorasyon birleşimi bütünsel bir sistem gibi davranır, kırılma direnci ve tutuculuk artar, okluzal kuvvetler türdeş şekilde dağıtılır, erken bağ ayrılmasına ya da mikrosızıntıya yol açabilecek stres yoğunlaşmaları ve çatlak oluşumu önlenir, restorasyon kenarlarında renk bozulması ve ikincil çürüklerin oluşmasının önüne geçilir ve sonuç olarak restorasyonun klinik ömrü arttırılabilir (10, 25, 59-64). Simantasyon geleneksel simantasyon ve adeziv simantasyon olarak iki gruba ayrılabilir.

<i>Siman Tipi</i>	<i>Avantajları</i>	<i>Dezavantajları</i>
<i>Çinko fosfat siman</i> (Fleck's)	Uzun süreli klinik başan Düşük maliyet	Adezyon yok Post operatif hassasiyet gelişebilir Çözünürlük
<i>Polikarboksilat siman</i> (Durelon)	Diş yapılarına adezyon Hassasiyet yok Uzun süreli klinik başan Ortalama dayanıklılık Uygulaması kolay Düşük maliyet	Çözünürlük
<i>Cam iyonomer siman</i> (Fuji I, Ketac Cem, Vivaglass Cem)	Diş yapılarına adezyon Flor salınımı Uzun süreli klinik başan Ortalama dayanıklılık Uygulaması kolay Düşük maliyet	Post operatif hassasiyet gelişebilir çözünürlük
<i>Hibrit cam iyonomer siman</i> -Rezin Modifiye cam iyonomer -Poliasit modifiye kompozit rezin (FujiCem)	Diş yapılarına adezyon Flor salınımı Hassasiyet yok Orta ile yüksek arası dayanıklılık Uygulaması kolay Çok düşük miktarda çözünürlük	Cam seramiklerin simantasyonunda kullanılmaz (genleşme gösterir) Yüksek maliyet
REZİN SİMANLAR		
<i>Tip I: Total-Etch</i> (Calibra, Nexus 2, Variolink II)	Mükemmel estetik Çözünürlük yok Diş yapılarına adezyon Yüksek dayanıklılık Işıklı veya dual cure	Dişte hassasiyet Yüksek maliyet Teknik hassasiyet
<i>Tip II: Self-Etch Primer</i> (Multilink Automix, Panavia 2.0)	İyi estetik Çözünürlük yok Diş yapılarına adezyon Yüksek dayanıklılık Işıklı veya dual cure Düşük postoperatif hassasiyet	Dişte nadiren hassasiyet Yüksek maliyet Tip III'e göre bir miktar teknik hassasiyet
<i>Tip III: Self-Adeziv</i> (Breeze, Embrace WetBond, G-Cem, MaxCem, Multilink Sprint, RelyX Unicem)	İyi estetik Çözünürlük yok Diş yapılarına adezyon Temizlemesi kolay Yüksek dayanıklılık Uygulaması kolay Dişte hasasiyet yok	Yüksek maliyet Tip I ve Tip II'ye göre düşük bağlanma değeri Uzun dönem araştırmaya gereksinim

Tablo 1: Geleneksel ve Resin yapıştırma simanlarının avantaj ve dezavantajları

2.2.1.Adeziv Simantasyon

Diş hekimliğinde simantasyon uygulamaları adeziv ve adeziv olmayanlar olarak ikiye ayrılır. Adeziv simantasyon restoratif madde ile dayanak arasında bir bağlayıcı ajan kullanılması yoluyla adeziv kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlemenin birlikte gerçekleştiği uygulamalardır. Adeziv simantasyon neredeyse bütün endikasyonlarda kullanılabilirken özellikle tutucu bir forma sahip olmayan restorasyonlarda endikedir. Adeziv simantasyonda mine veya dentine adeziv sistemler uygulanır ve simantasyon rezin siman kullanımı ile gerçekleştirilir (2, 58).

Adeziv yapıştırma simanlarının bulunması ile tam seramik sabit protetik diş tedavisi olanakları çok gelişmiştir. Geçmişte tam seramik restorasyonların klinik başarısında en önemli engellerden birisi etkili bir simantasyonun gerçekleştirilememiş olmasıydı. Seramiklerin fırınlanması sonucundaki büzölmeleri nedeniyle tam seramiklerde siman kalınlığı 200 µm'ye kadar çıkıyor ve çinko fosfat veya cam iyonomer siman kullanıldığında bu büyük siman aralığının varlığı nedeniyle mekanik ve çözünme gibi özelliklerde sorunlar yaşanıyordu. Adeziv rezin simanların ön işlem uygulanmış yüzeylere üstün adezyon göstermeleri, sertliklerinin fazla olması, düşük çözünürlükleri, üstün mekanik özellikleri ve iyi estetik özellikleriyle bu sorunların üstesinden gelinebilmiştir (65).

Adeziv simantasyon sayesinde restorasyon ile restorasyonu destekleyen diş dokusu mekanik olarak tek bir parça oluşturacak şekilde birbirine bağlanmaktadır. Böylelikle çiğneme sırasında oluşan kuvvetler yapıya daha iyi dağılmakta ve restorasyonun kırılma riski azalmaktadır.

Tutucu alanın az ve yetersiz olduğu kısmi kuronlar, inley, onley ve porselen laminate verner gibi restorasyonlarda bağlantının rezinle gerçekleştirilmesi tam seramik restorasyonların güvenilir bir bağ kurmasını ve sistemin bütün parçalarının tek bir tümleşik yapı gibi davranmasını sağladığından bir zorunluluktur (66, 67).

Adeziv simantasyonda kullanılan rezin simanlar yarı şeffaf özellikteki cam seramik restoratif maddeleri ile kullanıldığında çok üstün estetik sonuç vermekte, aynı zamanda makrotutuculuk gereksinimini azaltmakta ya da ortadan kaldırmaktadır. Bu tür bir tedavi sayesinde sağlam diş dokusu büyük oranda korunmaktadır (58). Klinik ve laboratuvar çalışmaları tam seramik restorasyonların rezin simanlarla adeziv bağlandığında geleneksel simanlarla yapıştırıldıklarından daha fazla kırılma dayanımı gösterdiğini ve daha başarılı olduğunu bildirmektedir (68, 69). Bu bilgiler ışığı altında, tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu önerilmektedir.

Seramik ile rezin kompozit arasındaki bağlantının devamlılık özelliği rezin bağlı restorasyonların kullanımının artması ve “porselen kırıklarının tamiri” uygulaması nedeniyle büyük önem kazanmıştır. Diş hekimliği adeziv simantasyonları iki arayüz temel alınarak incelenir. Bu arayüzlerden birincisi diş dokusu-adeziv-rezin siman arayüzü iken ikincisi rezin siman-adeziv-seramik restorasyon arayüzüdür (70).

Seramik ile diş yüzeyi arasında bağ kurulurken bu iki ara yüzde en iyi bağ kuvvetinin sağlanması gerekmektedir. Bu iki ara yüzdeki bağlantının özelliği restorasyonun en son bağ dayanımını belirlemektedir. Tam seramik maddelerin adeziv simanlarla kullanımlarında daha iyi bir adezyon için restorasyonların yüzeylerine bir takım işlemler yapılmalıdır. Seramik ile rezin arasında yüksek dayanım ve devamlılık gösteren bir bağın elde edilmesi için gerçekleştirilen yüzey işlemleri çok önemlidir. Adeziv bağlantı kurulacak madde yüzeyine bağlantı öncesinde gerçekleştirilen uygulamalar fiziksel (örn: kumlama, asitle pürüzlendirme), kimyasal (örn: primer uygulanması) ve çoğunlukla da bu ikisinin birleşimi (örn: silika biriktirme + silan uygulama) olarak sınıflandırılabilir (43, 65, 71-73).

Fiziksel hazırlık işlemlerinde amaç yüzeyde bağlantı gerçekleşecek alanı artırmak ve kimyasal tepkimeye etkin yüzeyi daha fazla ortaya çıkaracak şekilde değiştirmektir. İndirekt restorasyonların adeziv simantasyon uygulamalarında yüzeyin fiziksel işlemlerle pürüzlendirmesi etkili olmasına rağmen rezin adezivlerle en

iyi bağlanmanın sağlanması için yeterli değildir; adezyonun klinik başarısı için restorasyonların bağlantı kuracak olan iç yüzeylerine kimyasal bağın kurulmasını sağlayacak primer veya bağlayıcı ajanların uygulanması gerekmektedir. Kimyasal hazırlık işlemlerinde bağlantıyı artırmak için tipik olarak silan bağlayıcı ajanlar ve fonksiyonel monomerler kullanılmaktadır (43, 70, 74, 75).

2.2.2. Adezyon Kavramı

“Adezyon” iki materyalin birbirine temas etmesi durumunda yüzeyler arasında oluşan tutunmayı ifade eder (76). Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “aderent” adı verilir. Adezyonun oluşabilmesi için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekir (77).

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç türde meydana gelir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri veya diğer zayıf etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, iyonik, kovalent ve hidrojen bağları ile oluşur (78). Kimyasal adezyon farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. Bu kilitlenmede geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnektir (79).

Kollejen ve rezin yapılarının iç içe geçtiği tabaka, 1985 yılında Nakabayashi tarafından “hibrid tabakası” olarak tanımlanmıştır. Hibrid tabakası, mine ve dentin asitlendikten sonra rezin siman monomerlerinin bu sert dokulara infiltre olması sonucu oluşan tabakadır (80).

İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, değim açısı ve serbest

yüzey enerjisi gibi faktörlerdir. Bu gereksinimlerin doğru biçimde sağlanması, adeziv ile aderentin arasındaki bağlanma kuvvetini arttıracaktır (81). Adezivin yüzey gerilim değeri, yapışma yüzeyinin serbest yüzey enerjisine eşit veya daha az olmalıdır. Diş yüzeyinde plak, diş taşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentilerin bulunması, kurutma işleminde kullanılan havadaki nem ve yağ taneciklerinin varlığı, serbest yüzey enerjisini düşürür ve adezyonu olumsuz yönde etkiler (82).

Zaman içinde gelişen materyaller ve teknikler ile adeziv işlemlerin uygulama alanları da gelişmiş, klinik hayatımızda yeni bir yer edinmiştir. Böylece diş dokularına daha iyi ve kalıcı bağlantı kurulabilmektedir. Bu şekilde yapılan diş hekimliği uygulamaları günümüzde adeziv diş hekimliği kavramını ortaya çıkarmıştır. Adeziv sistemlerin başarısı için uygulanacak olan diş yüzeyinin özelliklerini bilmek gerekir.

2.2.2.1.Mine Dokusunun Adeziv Özellikleri

İnsan vücudunun en sert dokusudur. %86-95 oranında inorganik yapı, % 1 organik yapı ve % 3 sudan oluşur. Asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyi düzensiz bir yüzeye dönüşür ve serbest yüzey enerjisi artar. Rezin bazlı materyal pürüzlendirilmiş yüzeye uygulandığında, kapiller hareket yardımı ile yüzeye penetre olur. Materyal içindeki monomerler polimerize olur ve materyal mine yüzeyine kilitli hale gelir. Mine yüzeyinde resin mikro uzantıların oluşumu mine adezyonunun ana mekanizmasıdır (1).

2.2.2.2.Dentin Dokusunun Adeziv Özellikleri

Dentin dokusu yapısal özellikleri ve kimyasal bileşimi ile oldukça karmaşık bir yapı gösterir. Minenin inorganik hidroksiapatit içeriği hacimce % 92 oranında iken dentinde bu oran % 45'tir. Dentin tabakasının mineralize olmaması bağlantı dayanıklılığını düşürür Dentin mineye göre daha fazla organik içeriğe sahip olup inorganik ve organik bileşenleri doku derinliklerinde farklıdır. Dentin, mineye göre

daha esnek bir yapıya sahiptir. Gelen kuvvetler karşısında mineden daha farklı davranış gösterir. Minedeki kollajen yapı hacimce % 6 iken dentinde %30-40 arasındadır (83).

Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Dentin - mine birleşimine yakın yüzeysel dentin ile pulpaya yakın derin dentin birbirinden farklı yapıya sahiptir. Tübüller oldukça düzensizdir. Her tübül peritübüler dentin denilen hipermineralize dentinle çevrelenmiştir. Tübüller arasında intertübüler dentin denilen daha az mineralize dentin yer alır. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az olduğundan bağlanma dayanımı azalmaktadır. Ayrıca derin dentinde tübüllerin fazlalığı ve genişliği nedeniyle nemlilik artar. Tübüller içindeki sıvı, pulpadan dışa doğru bir basınca sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup rezinin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur (82). Dentin dokusunda, derinlerdeki dentin tübüllerinin ağızları daha geniştir. Bundan dolayı, *smear* tabakası kaldırıldığında, tübül sıvısı yüzeye yükselerek bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkiler. Hidrofobik monomerlerin derin dentinde hibrit tabaka meydana getirmesi zordur. Dentinde aşırı nemlilik istenmediği gibi aşırı kurutma da olumsuz etki yaratır. Kollajen liflerin içindeki suyun bir kısmının kaybı kollajen liflerin büzülmesine neden olur, buna karşılık yüksek su konsantrasyonu, kollajen fibrillerde genişleme (çaplarında ve uzunluklarında artma) yapabilmektedir (84). Bütün bu yapısal sebeplerinden dolayı dentin derinliği bağlantı dayanıklılığında önemli bir rol oynar. Sonuç olarak dentine bağlanma mineye bağlanmaya göre daha zor ve karmaşıktır (85-87).

Bağlayıcı ajanlar, bisfenolglisin glisidildimetakrilat (BiS-GMA) ve trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) gibi düşük viskoziteli hidrofobik monomerlerden oluşur. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabaka, bağlayıcı ajan ile birlikte polimerize olur. Bu nedenle bağlayıcı ajan, hibrit tabakanın polimerizasyonunu sağlayacak yeterli kalınlıkta olmalıdır. Bağlayıcı ajanların intertübüler dentine kenetlenmeleri sonucu, rezin tagları oluşur. Bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine adaptasyonu ve oluşan rezin taglarının uzunluğu, rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Eğer adaptasyonu tam olan bağlayıcı ajan 10 µm uzunluğunda taglar oluşturabilmişse, 22-

35 MPa değerinde klinik olarak kabul edilebilir rezin bağlanma dayanıklılığı elde edilebilir. Resin taglarının dentin tblilerine adaptasyonu tam değilse, hibrit tabaka ile primer arasında ve kollagen lifler vresinde, intertübüler dentin geçirgenliğine bağlı olarak nano düzeyde boşluklar oluşur. Hibrit tabakanın prz bir nitelik alması sonucu, nanosızdırma adı ile bilinen ve rezinin bağlantısının kalitesini ve ömrünü etkileyen sızıntı olayı başlar (88).

Preparasyon sırasında açığa çıkan dentin talaşları dentin tblilerinin ağzını tıkar. Smear tabakası denen bu tabaka kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denature kollajen fibrillerden oluşan 1-5 μm kalınlığındaki bir tabakadır ve dentinin geçirgenliğini azaltarak difüzyonu önler. Bu tabaka daha çok intertübüler dentin ya da dentin tblilerinin içinde oluşur ve tıkaç gibi kapatır, dentin lenfinin kaviteye akışını engeller (89). Smear tabakasının dentine bağlanması zayıf olduğu için tercih edilen adeziv sistemin prosedürüne uygun olarak kaldırılır ya da modifiye edilerek adezyon mekanizmasına katılır (89, 90).

Sklerotik ya da tamir dentinine bağlanma kuvveti normal dentinden yaklaşık olarak % 30 daha düşüktür. Aside dirençli hipermineralize tabakanın varlığı ve hipermineralize tabakanın altında remineralize denature kollojenin varlığı etkin bir Şekilde asitlenmesini engeller (90). Çürükten etkilenmiş dentinde sağlam dentine göre bağlanma dayanımı oldukça düşüktür. Adeziv sistemlerin çürükten etkilenmiş dentinde meydana getirdikleri hibrit tabakası daha kalındır. Bunun sebebi çürükten etkilenmiş dentinin asitlere karşı daha dayanıksız olmasıdır (91). Hibrit tabakanın altında, kollogenden zengin bir tabaka halinde, tamamlanmamış resin infiltrasyonu görülür. Bu düzensiz ve prz bölge bağlanma dayanımını azaltır. Çünkü resin infiltrasyonunun yetersizliği bağlanmanın zayıflamasına neden olur. Çürükten etkilenmiş dentinde bağlanmanın daha zayıf olmasının bir diğer nedeni de ortamda bakteri bulunmasıdır. Self-etch adeziv sistemlerde primerin içeriğine antibakteriyel monomer katılması, rezidüel bakterilerin giderilmesi ve sonuçta sekonder çürüğün önlenmesi açısından yararlı olmuştur (92).

2.2.3. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları genel olarak bağlanma ajanı sistemlerinin başarısı ve gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır. Kullanım alanlarına göre kimyasal, dual cure (kimyasal ve ışıkla) ve sadece ışıkla polimerize olan farklı renk ve viskozite alternatifleri sunan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları mevcuttur. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlar, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu yapıştırma simanları yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, inley, onley, lamina ve kron- köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Başarıları çok aşamalı işlemler gerektirmelerinden dolayı kullanım tekniğine doğrudan bağlıdır (93).

Kompozit kimyasal olarak en azından iki farklı materyalin; monomer ve inorganik doldurucunun kombinasyonudur ve yapıyı oluşturan materyallerin tek başlarına göstermedikleri özelliklere sahiptir. Monomer ve doldurucu arasındaki kimyasal bağlantı γ -metakriloksipropil trimetoksisilan (γ -MOPS) denilen organik bir eşleme ajanı (coupling agent) tarafından sağlanır. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, büyük ölçüde doldurucu içeren BIS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen ve karışımın pasta veya likit şeklinde kullanımını sağlayan diğer metakrilatların (TEDGMA, UDMA) varyasyonları şeklinde bulunurlar (10). Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları da dahil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri kullanılan bu maddelerle doğrudan ilişkilidir.

Polimerizasyon reaksiyonu temelde 3 aşamadan oluşur; başlangıç, ilerleme ve bitim. Reaksiyon; ısı, UV ışık ve peroksitler ile hızlandırılabilir. Her durumda reaksiyon; ısı, kimyasal veya fotokimyasal reaksiyonlarla oluşturulabilen serbest radikallerin açığa çıkarılması ile başlar. Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağı açarak molekülü aktive eder diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayana kadar devam eder (94).

2.2.3.1. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

- Kimyasal sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları
- Işıkla sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları
- Hem ışık hem kimyasal sertleşen (dual cure) kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları (264).

2.2.3.1.1. Kimyasal Aktivasyonla Sertleşenler (Autopolimerizing, chemical cure)

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır (94). Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Otopolimerizan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının belirli bir sertleşme süresi vardır (10).

Bu simanların kullanım alanları; tutuculuğu zayıf metal, metal-seramik restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (Zirkonyum oksit içeren) olan tam seramik ve kompozit restorasyonlardır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, fazla renk seçeneği ve translusenslik sunmazlar (10, 95). Bu tip simanlara örnek olarak; Panavia 21 (Kuraray), dual-polimerize olan Panavia F2.0'ın sadece opak renk simanı (Kuraray) ve C&B (BISCO) verilebilir.

2.2.3.1.2. Işıkla sertleşenler (Light polimerizing, light-cure)

Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, laser veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Bu reaksiyonda ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforkinonamin veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar (94). Işıkla sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarından

farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi dolayısıyla özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük ölçüde yararlanılmaktadır (272). Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır (96).

Işıklı polimerize olan rezin simanların çalışma zamanlarının uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajları vardır (97). Ancak bu simanların kullanımı ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince (en fazla 2 mm kalınlığındaki) cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır. (98, 99) Işıklı polimerize olan rezin simanlara örnek olarak: RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer, Variolink LC (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus Third Generation Light-cured (Kerr) , Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO, Inc.) ve G-Cem Veneer (GC) verilebilir.

2.2.3.1.3. İkili sertleşenler (Dual polimerizing, dual-cure)

Işıklı polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun ışığa uzak bölgelerinde polimerizasyonun tamamlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizörün içerisinde ise amin/peroksit vardır. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabilirdiği gibi katalizör ile karıştırılarak da kullanılabilir. Işık derinliğinin yada geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak tanır ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma gözlenir (10, 100).

Dual polimerize reaksiyon, bir peroksit başlatıcı ve bir amin hızlandırıcı ile başlar. Işık reaksiyonunun başlaması için ise 460 nm dalga boyundaki mavi görünür ışığın kamforokinon başlatıcıyı aktive etmesi gerekmektedir. Dual veya kimyasal polimerizasyon için ek kimyasalların kullanılması, zamanla renk değişimine neden olabilir (101-104). Buna göre, benzoil peroksit veya amin redox başlatıcı içermeyen rezin simanların renk stabilitesinin, içerenlere göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (105).

Dual polimerize simanlara örnek olarak; NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE), Panavia F2.0, Panavia V5 (Clear, Brown,White dual-cure ve Opaque kimyasal cure) (Kuraray), Variolink II, Varolink Esthetic DC (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE) ve Maxcem Elite Chroma (Kerr), G-Cem Link Force (GC) verilebilir.

REZİN SİMAN	ÖZELLİKLERİ	ENDİKASYONLARI	ÖRNEK
Işıkla Polimerize	.Uzun çalışma zamanı .Renk stabilitesi .Estetik olmaları	.Kalınlığı 1,5 mm den az ışık geçirgenliği olan restorasyonlar	.RelyX Veneer Cement (3M ESPE) .Variolink Veneer (Ivoclar) .NX3 Nexus (Kerr) .Choice 2 Veneer (BISCO Inc.) .G-Cem Veneer (GC)
Kimyasal Polimerize	.Işık kaynağının ulaşamayacağı restorasyonlarda kullanım	.Kalınlığı 1,5 mm den fazla tam seramik restorasyonlar .Metal destekli restorasyonlar .Endodontik post	.Panavia 21 (Kuraray) .Panavia F2.0 opak (Kuraray) .C&B (BISCO)
Dual Polimerize	.Işık ile yeterli polimerizasyon sağlanmadığında .Yüksek bağlanma dayanımı .Estetik olmaları	.Tam seramik restorasyonlar .Kompozit restorasyonlar .Kalınlığı 1,5 mm den fazla olan restorasyonlar	.NX3 Nexus (Kerr) .Maxcem Elihe Chroma (Kerr) .RelyX ARC (3M ESPE) .RelyX Unicem (3M ESPE) .Panavia F2.0 (Kuraray) .Panavia V5 (Kuraray) .Variolink II (Ivoclar) .Variolink Esthetic DC (Ivoclar) .G-Cem Link Force (GC)

Tablo 2: Resin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması (106)

2.2.3.2. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanlarının Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması

Minede yapılan laminate 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 Esaslı Simanlar adeziv sistemlerine göre 3 gruba ayrılabilir:

- Total Etch yapıştırma simanları (Çok aşamalı)
- Self Etch yapıştırma simanları (Çok aşamalı)
- Self Adeziv yapıştırma simanları (Tek aşamalı)

REZİN SİMAN	ADEZİV ŞEMA	ÖZELLİKLERİ	ÖRNEK
Asitlenen ve yıkanan (Total Etch)	.3 aşamalı: diş yüzeyine asit, primer, bonding .2 aşamalı: diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı	.Mükemmel bağlantı dayanımı .Azalmış mikrosızıntı .Çoklu aşama .Teknik hassssasiyet .Post-operatif hassasiyet	.RelyX Veneer (3M ESPE) .RelyX ARC (3M ESPE) .Variolink II (Ivoclar) .Variolink Veneer (Ivoclar) .Variolink DC (Ivoclar) .NX3 Nexus (Kerr) .Choice 2 (BISCO Inc.) .Calibra (Dentsply) .G-Cem Link Force (GC)
Kendinden asitli (Self Etch)	.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) .Panavia V5 (Kuraray) .Clearfil Ex (Kuraray) .RelyX Ultimate (3M) .Multilink (Ivoclar) .Maxcem Elite Chroma (Kerr)
Kendinden Adezivli (Self Adheziv)	.Diş yüzeyine bağlayıcı sistem uygulanmaz	.Bağlantıyı arttırmak için mineye selektif pürüzlendirme önerilebilir .Azalmış post operatif hassasiyet	.Clearfil SA (Kuraray) .Panavia F2.0 (Kuraray) .Panavia V5 (Kuraray) .Maxcem Elite Chroma (Kerr) .RelyX Unicem/2 (3M ESPE) .G-Cem LinkAce (GC) .SmartCem 2 (Dentsply) .BisCem (BISCO) .Bifix SE (Voco) .iCem (Heraeus) .Monocem (Shofu) .Multilink Sprint (Ivoclar) .Speed Cem (Ivoclar)

Tablo 3: Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması (106)

2.2.3.2.1. Asitlenen ve Yıkanan (Etch&Rinse veya Total Etch) 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 ayrı olarak uygulama ile üç aşama olabilirken; asit uygulandıktan sonra, primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede bulunmasıyla iki aşama da olabilir (99, 107).

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 (108, 109).

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 (110). Başarılarının, çeşitli ara yüz analizlerinde gösterildiği gibi, mine ile olan optimal bağlantı ve dentin hibridizasyonu ile sağlandığı belirtilmektedir (97, 98, 107, 111-116). 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 (117).

Dentin dokusunun kuru veya ıslak bırakılma miktarına bağlı olarak post-operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir (118, 119). Işıkla veya dual-polimerize tipte olabilirler (120).

İki aşamalı asitlenen ve yıkanan simanlar, aşamaların kısalması açısından çekici gibi görünse de dentine penetre olması için bir kaç kat uygulanmadıkça tamamlanmamış bir tabaka oluşmasına sebep olur. Çoğu araştırmacı bu grup adezivlerin bağlantı kuvvetini sorgulamaktadır (97, 98). İki aşamalı asitle pürüzlendir ve yıka adeziv sistemlerin, konvansiyonel üç aşamalı adezivlere göre daha az bağlantı kuvveti gösterdikleri bildirilmiştir (98, 117, 121).

Asitlenen ve yıkanan simanlara örnek olarak; Variolink II, Variolink DC, Variolink LC (Ivoclar), Choice 2 (BISCO), RelyX ARC (3M ESPE), RelyX Veneer (3M Espe), NX3 Nexus (Kerr) ve Calibra (Dentsply, Caulk), G-Cem Link Force (GC) verilebilir.

2.2.3.2.2. Kendinden Asitli (Self-etch) Simanlar:

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

Asidik rezin primer, mine ve dentini asitleme ve priming işlemini gerçekleştirir. pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkanarak uzaklaştırılmazlar ve intertübüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar (107, 111-115).

Bond veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin bazlı yapıştırıcı siman arasında bir köprü görevi görür. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların kullanımıyla, teknik hassasiyete bağlı uygulayıcı hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır (122). Ancak, kendinden asitli primerlerin uygulama tekniği adeziv performansı etkilediği, özellikle, kullanım öncesi çalkalanmaları gerektiği belirtilmektedir (118, 123). Kendinden asitli simanların kullanımıyla birlikte işlem

sonrası hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (124). 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 (125, 126).

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 gösterdikleri belirtilmiştir (127).

Tek aşamada uygulanan adeziv sistemlerde kullanılan asidik materyallerin, önemli miktarda su içerdikleri 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 (98).

Kendinden asitli rezin simanlara örnek olarak: Panavia F2.0, Panavia 21, Panavia V5 (Kuraray), Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray), RelyX Ultimate (3M ESPE), Multilink (Ivoclar), Maxcem Elite Chroma (Kerr) verilebilir.

2.2.3.2.3. Kendinden Adezivli (Self-adeziv) simanlar:

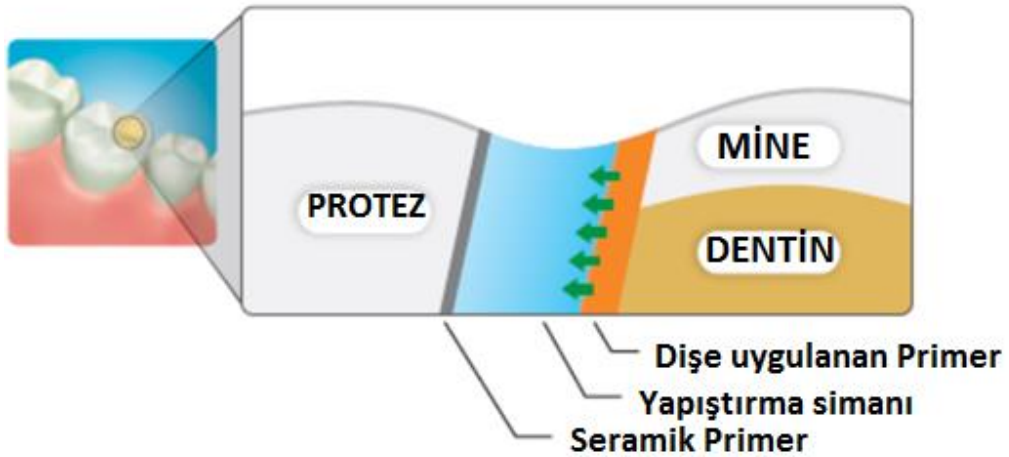
Self-adeziv simanlar rezin simanların en yeni kategorisidir. Bu simanlar dual-polimerize olup, dentine bağlanmada etkili olarak kullanılabilirler. Tam seramik kronlar, lamina venerler, porselen inley ve onleylerin simantasyonuna estetik olarak uygunluk gösterirler. Mine ve dentine bağlantı için ara aşamaların uygulanmasını gerektirmezler. Adeziv simantasyon prosedürünü basitleştirerek zaman kazandırır (106).

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 (120). Bu simanlar, tek aşama ile uygulanmaları ve simantasyon sonrası nadiren hassasiyet gözlenmesi nedeniyle çok tercih edilmektedirler. Ancak, adezyon etkinlikleri uzun dönem klinik çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır. Ayrıca genişmeye neden olan nemi absorbe etme özellikleri, porselen lamina vener gibi maksimum dayanıklılığına rezin simanla yapıştırıldıktan sonra ulaşan restorasyonlar ve lösit içerikli düşük dayanıklı seramiklerle (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanımlarını engelleyebilir (97).

Asit uygulaması self adeziv rezinlerin mineye olan adezyonunu artırıcı etki oluştururken dentine olan adezyonunu azaltıcı etki oluşturmaktadır. Dentinin tabakalarına göre de bağlantı kuvvetleri değişmektedir. Yüzeysel dentin için en yüksek bağlantı değerleri bulunurken derin ve servikal dentin için ise daha düşük bağlantı kuvvetleri gözlenmektedir (128).

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 Chroma (Kerr)'dir (120).



Şekil 3: Diş dokusuna simante edilen seramik örneğin şematize edilmesi

2.2.4. Ön Isıtmalı Kompozit Rezinler

Estetik indirekt restorasyon yapılandırılmasında rezin simanlar günümüzde sıklıkla kullanılan materyallerdir. Konvansiyonel rezin simanlar klinik çalışmalarda iyi sonuçlar göstermişlerdir(129). Son zamanlarda, ön ısıtmalı rezin kompozitler yapıştırma ajanı olarak bu amaçla önerilmektedir. Yüksek doldurucu içerikli rezin kompozitlerin kullanılması bir takım faydalar sağlamaktadır. Bunlar; rezin simanlar ile kıyaslandığında daha iyi mekanik özelliklere sahip olması, kimyasal reaksiyonun olmamasından dolayı rengin stabil olması, artan renk miktarına bağlı estetiğin korunması, klinikte manüplasyon ve uygulama kolaylığı (130), yüksek inorganik içeriğinden dolayı aşınmaya karşı dirençli olması, yüksek kırılma direnci (131), ısıtılması ile materyalin dönüşümü arttıkça ışık ile polimerizasyon etkinliğinin artması ve buna bağlı olarak aynı ışınlama süreleri sonuçları değerlendirildiğinde daha az artık monomer oluşumu ve alerjik reaksiyon riskinin minimuma indirilmesi (132-135) ve kompozitin ısıtılarak kullanıldığı restorasyonlarda daha az mikrosızıntı olduğu rapor edilmiş ve buna göre dişe daha iyi adapte olduğu açıklanmıştır (136). Ayrıca ulaşılabilir çok fazla renk seçeneğinin olması ve adeziv simanlara göre maliyetlerinin daha düşük olması da olumlu özellikleri arasındadır (137, 138).

Rezin kompozitin viskozitesi ve film kalınlığı materyalin sıcaklığından etkilenir. Isıtma işlemi rezin kompozitin film tabakasını azaltarak olumlu etkiler. Kompozitin ısıtılması bağlanma ajanı ile adeziv yüzey arasında daha yakın yapışma yüzeyi oluşumunu sağlar. Isı ile birlikte materyalin viskozitesi azalır ve daha akışkan hale gelir.(130) Önceden ısıtılmış kompozit rezinler kullanıldığında ışıkla polimerize olan (light-cure) simanların daha yüksek derecede polimerize olduğu rapor edilmiştir. Acquaviva ve Cerutti 3-4 mm yükseklikte seramik bloklar altındaki dual-cure rezin simanların önceden ısıtılmış kompozit rezinler ile aynı derecede polimerize olduğunu gözlemlemiştir (139).

Bu gibi özelliklerinden dolayı restorasyonun performansının geliştirilmesinde ön ısıtmalı kompozit rezin simanlar alternatif olarak önerilmektedir. İndirek

restorasyonların simantasyonunda önceden ısıtılan kompozitlerin kullanıldığı birçok çalışmada uzun dönem kullanımda faydalarını göstermişlerdir (140).

Fakat önceden ısıtılan kompozitlerin sıcaklığının %50 sini ilk 2 dakika içinde kaybettiği gözlemlenmiştir. Bu da dezavantaj olarak klinik kullanımda kısa çalışma zamanı sunmaktadır. 70 °C ye ısıtılan bir kompozit yaklaşık 2-3 dakika içinde ağız/vücut sıcaklığına gelir (141).

Diğer önemli bir nokta da 70 °C ye kadar ısıtılan kompozitlerin kullanımında pulpadaki ısı artışının kritik değerlere ulaştığı düşünülmekteydi ancak farklı invitro ve invivo çalışmalarda kompozit rezinlerin ısıtılarak kullanılmasındaki ısı artışının çok düşük olduğu ve ışık ile polimerize etme işlemi sonrası pulpadaki ısı artışının daha yüksek olduğu belirlenmiştir (133, 142, 143).

2.2.5. Akışkan Kompozit Rezinler

1996 yılında üretilmeye başlanan akışkan kompozitler, tepilebilir kompozit rezinlere oranla daha az doldurucu partikül içerirler, dolayısıyla içeriğindeki matriks miktarları fazladır. Bu durumda malzemenin vizkozitezi azalır ve şırınga ile uygulanabilir hale gelir (144). Düşük vizkoziteli akışkan kompozit rezinler doldurucu oranlarının az olması nedeniyle düşük mekanik özellikler gösterirler (145).

Akışkan kompozit rezinler hibrit kompozit rezinlere göre kavitelere daha kolay diffüze olabilmektedir. Rezin diş dokusu arasındaki mikrosızıntının azalmasına neden olur. Ancak, fazla organik matris içeriği polimerizasyon büzülmesini, arttırmaktadır (146, 147).

Akışkan kompozitlerin avantajlarını sayacak olursak; yüzeyi ıslatabilme kabiliyeti yüksek olup yüzeydeki düzensizliklere iyi penetre olur. Minimum kalınlıkta tabaka oluşturulabilir. Esnek olması sebebiyle özellikle stres birikimi olan servikal bölge restorasyonlarında kullanılabilir. Radyopaktır ve farklı renk seçenekleri mevcuttur (146).

Akışkan kompozitlerin çok fazla kullanım alanı vardır. Koruyucu rezin restorasyonlarda, pit ve fissur örtücü olarak, kavite liner olarak, abfraksiyon lezyonlarında, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, kompozit ve amalgam kenarlarının ve küçük porselen kırıklarının tamirinde, fiber postların yapıştırılmasında kullanılmaktadır (144). Ayrıca Akışkan kompozit porselen ve kompozit rezin veneerlerin yapıştırılmasında da önerilmektedir (99). Yapılan çalışmalarda akışkan kompozitlerin bağ dayanımı rezin simanların bağ dayanımına benzer bulunmuştur (148).

2.2.6.Tam Seramik Sistemlerin Simantasyonu

Rezin siman seçiminde, indirekt restorasyonun kalınlığı ve ağız içindeki lokalizasyonu önemliken; rezin simanın polimerizasyon mekanizması ve dış 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 (2).

Tam seramik kronlar simantasyon öncesi gerektirdikleri yüzey işlemlerine göre iki gruba ayrılır;

1-Asitle pürüzlendirilemeyen Alümina ve zirkonya bazlı sistemler:

Bu seramiklerin bağlanma güçleri kullanılan simandan önemli ölçüde etkilenmez ve geleneksel bir siman veya rezin siman ile kullanılabilir. Örnek olarak; Procera (Nobel Biocare, Sweden), Lava (3M ESPE, Minn, USA), In-Ceram (Vita, Germany), Zircon (DCS, Switzerland) verilebilir (12).

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 dolayı, asit uygulanması yüzeyi pürüzlendirmede etkili bir yöntem değildir (149).

Yüksek dayanıklılığa sahip bu tip seramiklerle rezin simanlar arasında iyi bir bağlantı sağlamak için, seramik yüzeyinin alüminyum oksit partikülleri ile kumlanarak pürüzlendirilmesinin ardından, 10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat monomerin (MDP) uygulanmasının rezin simanla olan bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir (2, 149, 150).

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 (149).

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 (151, 152).

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 (151). Ayrıca, kendinden adezivli simanların (self-adeziv), fosfat metakrilat monomerler içerdiği ve zirkonya yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmadan yeterli bağlantıyı sağladıkları belirtilmiştir (153).

2-Asitle pürüzlendirilebilen silika/cam bazlı sistemler:

Bağlanma dayanımının asitleme ve rezin bondların kullanılması ile önemli ölçüde artırılabilirdiği bu sistemlerin, rezin bonding simanlar ile kullanımları tavsiye edilir. Örnek olarak; IPS Empress ve IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), Authentic (Jensen, CT, USA), Finesse (DENTSPLY Ceramco, PA, USA), geleneksel feldspatik porselen örnek olarak verilebilir (12).

Feldspatik olan; Ceramco 3 (Dentsply York), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), Vita VM 7 (Vita Zahnfabrik Almanya) ve lösit içerikli olan; IPS Empress Estetik (Ivoclar Vivadent) ve OPC (Jeneric Pentron, Wallingford) seramiklerin iç yüzeyinin %5-10 konsantrasyonlarında hidroflorik (HF) asit ile yaklaşık 60 sn süresince; lityum disilikat içerikli olan; IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ve OPC 3G (Jeneric Pentron) seramiklerin ise %5'lik HF asit ile yaklaşık 20 sn boyunca asitlenmesi gerektiği bildirilmiştir (2, 74). Bu aşamanın, adeziv simantasyon için artmış yüzey alanı, mikromekanik retansiyon ve temiz bir yüzey sağladığı belirtilmiştir (154). Asitle pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine, ıslanabilirliği arttırmak ve rezin siman-seramik arasında kimyasal ilişkiyi sağlamak için silan uygulanmalıdır. Silanlama işleminde sıklıkla 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan önerilmektedir (155).

2.3. Isı banyosu işlemleri

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine neden olur. Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (156). Termal siklus testi sırasındaki farklı termal değişiklikler ile oluşan mekanik stresler, bağlantı ara yüzüne doğru kırılmanın oluşumunu direkt olarak indüklerler (157-159). Araştırmacılar seramik siman bağlantısında; termal siklusun aynı ısıda suda saklama işleminden daha fazla etkili olduğunu göstermişlerdir .Bu yüzden restorasyonların ağızdaki etkilendikleri ısı değişikliklerini taklit etmek için, in vitro şartlarda oluşturulan termal siklus yöntemi kullanılır. Termal siklus ile yapılan yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde görülebilir: Birincisi; sıcak su korunmasız kollojenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir. İkincisi; restoratif materyallerin termal büzülme ve genleşme katsayılarının diş dokularından yüksek olması diş-materyal ara yüzünde tekrarlayan streslere neden olabilir (160-162).

Bu çalışmada da e.max CAD tam seramik örneklerin dentin yüzeyine yapıştırılmasında, farklı şekillerde uygulanan adeziv ve kompozit sistemlerin bağlanma dayanımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3-GEREÇ YÖNTEM

Bu çalışma Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiş olup Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 18-DİŞ-005 proje numarası ile desteklenmiştir.

3.1.Dişlerin Seçilmesi Hazırlanması

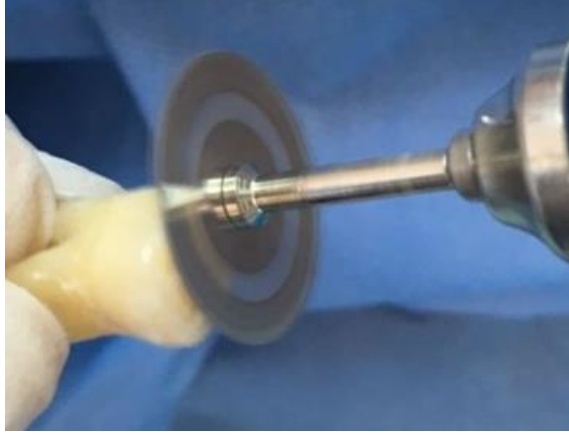
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurul Onayı (Karar No:17-8.1/10) alındıktan sonra; çeşitli sebeplerden dolayı çekim endikasyonu koyuldu, üzerinde herhangi bir defekt görülmeyen, çürük lezyonu olmayan ve restorasyon bulunmayan 108 adet üçüncü molar diş çalışmada kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak ve sert doku artıkları periodontal küret yardımı ile temizlendikten sonra akarsu altında diş yüzeyleri zımparalandı. Temizlenen dişler 1:10 oranında seyreltilmiş %5 lik sodyum hipoklorit ile dezenfekte edildi. Daha sonra deney zamanına kadar distile su içinde bekletilip oda sıcaklığında muhafaza edildi. ISO yönergesi doğrultusunda, çalışmaya dahil edilen dişlerin 6 aydan fazla bekletilmemesine dikkat edildi.

3.2.Diş yüzeyinin hazırlanması

Seçilen dişler su soğutması altında alçı motorunda okluzal yüzeylerinden aşındırılarak mine tabakası tamamen kaldırılıp yüzeyel dentin dokusu açığa çıkartıldı. standardize edilebilmesi için düşük hızda çalışan elmas bir separe ile yüzey düzgün bir hale getirildi ve okluzalden açığa çıkan dentin yüzeyleri sırası ile 100, 400 ve 600 gritlik silikon karbid zımpara ile 20'şer saniye zımparalandı.



Resim 1: Dişin alçı motorunda okluzalden aşındırılması



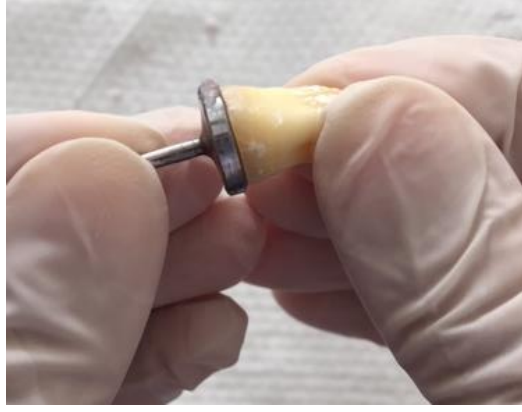
Resim 2: Elmas separe ile yüzeyin düzgün hale getirilmesi



Resim 3: Dentin yüzeyinin zımparalanması

3.3. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Dişlerin okluzal yüzeyleri düzgün hale getirildikten sonra açığa çıkardığımız dentin yüzeyleri düz yüzeyli bir metal pine eritilen mum ile sabitlendi. Dişlerin sabitlendiği metal fiksatöre tutturuldu ve asılı kalan dişlerin aşındırılan okluzal yüzeyleri yere paralel hale getirildi. Asılı kalan dişler enjektör içine yerleştirilen otopolimerizan akrilik rezinin (Imicryl, İzmir, Türkiye) içerisine daldırıldı ve sabitlendi. Test örnekleri rastlantısal olarak 12'şer örnek içeren 9 gruba ayrıldı.



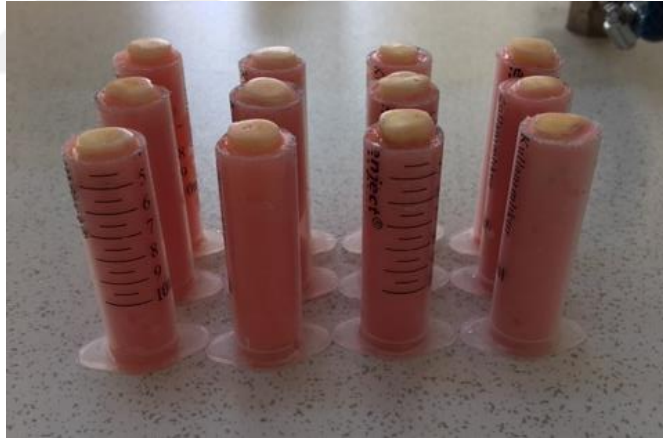
Resim 4: Dişin metal tutucuya sabitlenmesi



Resim 5: Metal tutucunun dişle birlikte fiksatöre sabitlenme



Resim 6: Tutucu ile sabitlenen dişlerin fiksator yardımı ile akriliğe gömülmesi



Resim 7: Rastgele seçilmiş 12'li örnek grubu

3.4.Seramik örneklerin hazırlanması

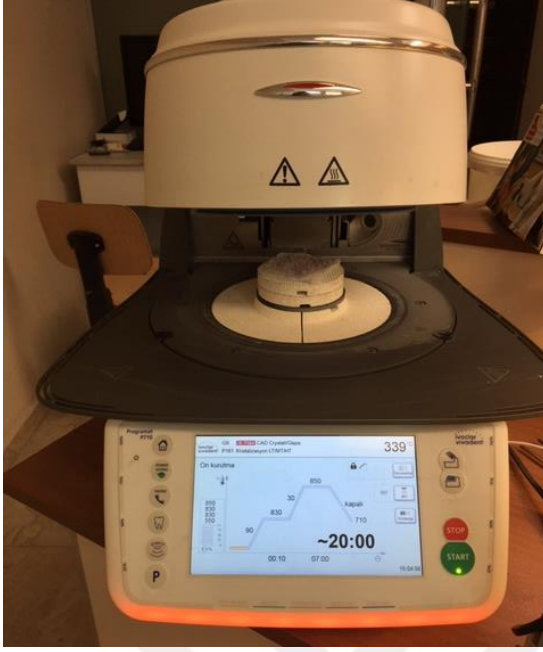
Lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max CAD (ivoclar vivadent) bloktan su soğutması altında 3 mm çapında 3 mm yüksekliğinde silindirik şekilde kazıma yapıldı. Kazınarak elde edilen örneklerin yüzeyleri büyüteç altında incelendi. Yüzeyde herhangi bir bozukluk, kırık, çatlak olmamasına dikkat edildi. Seramik örnekler

kumpas ile ölçüldü boyutları incelendi. Toplam 108 tane örnek çalışmada kullanılmak için hazır hale getirildi. Seramik fırınında (z.B. Programat® P710 ivoclar) elde edilen örneklerin kristalizasyon işlemi yapıldı. Fırınlama işleminden önce lila renkli olan seramik örneklerin kristalizasyon sonrası diş rengini aldığı gözlemlendi.

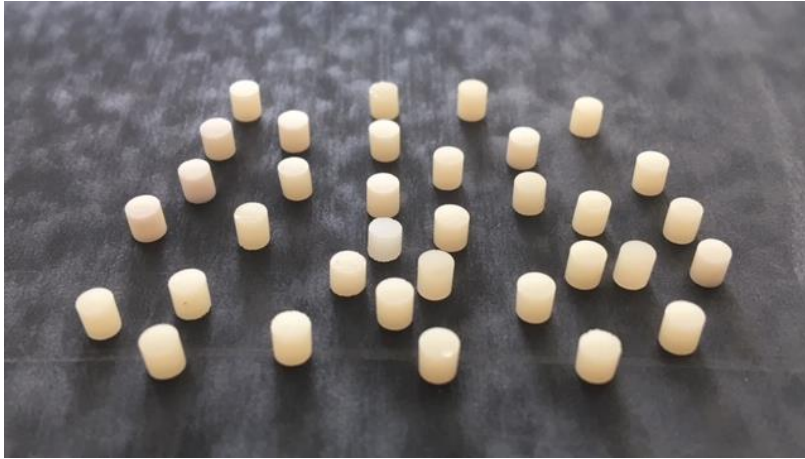
Hazırlanan seramik örneklerin yapışma yüzeyine zımpara kağıdı (600/ 1200/ 2000 SiC) ile zımparalama işlemi yapıldı. Hazırlanan 108 tane seramik örnek rastgele 9 gruba ayrıldı.



Resim 8: Seramik Örneklerin elde edildiği IPS e.max CAD (Ivoclar) bloklar



Resim 9-10: Örneklerin seramik fırınında (z.B. Programat P710 ivoclar) kristalizasyonu



Resim 11: Kristalizasyon işlemi sonrası seramik örnekler

3.5.Yapıştırma (simantasyon) işlemi

3.5.1.Yapıştırma öncesi Seramik yüzeyinin hazırlanması:

Hazırlanan seramik örnekler simantasyonun hemen öncesinde 5 dakika süreyle distile suda ultrasonik banyoya koyuldu. Seramik yüzeylerini standardize etmek için bütün seramik yapıştırma yüzeylerine IPS Ceramic Etching Gel %5 HF (Ivoclar Vivadent) 20 saniye uygulandı ardından su spreyi ile yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Asitleme sonrası Clerafil Ceramic primer (Kuraray) uygulanıp hafif hava basıncı ile kurutuldu.



Resim 12: IPS Ceramic Etching Gel %5 HF (Ivoclar Vivadent)



Resim 13: Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray)

3.5.2. Yapıştırma öncesi Diş yüzeylerinin hazırlanması ve farklı yapıştırma gruplarına göre prosedürlerin uygulanması

3.5.2.1.Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler

1-Adeziv Resin Simanlar

Total etch; Variolink DC (Ivoclar),

G-cem Link Force (GC)

Self-Etch; Panavia V5 (Kuraray)

Maxcem Elite Choroma (Kerr)

Self Adhesive; Maxcem Elite Choroma (Kerr)

2-Akışkan Kompozitler

Total Etch; G-aeniel universal flow (GC)

Herculite XRV Ultra Flow (Kerr)

Self Adhesive; Vertise Flow (Kerr)

3-Ön ısıtmalı kompozitler;

Total Etch; Enamel Plus HRi Dentin (Micerium)

KOMPOZİT REZİN SİMANLAR	KULLANI M ŞEKLİ	TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA	KOMPOZİSYON	LOT NO
Variolink Esthetic DC	<i>Total-etch</i>	Dual-cure	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Urethane dimethacrylate Methacrylate monomers Inorganic fillers Initiators and stabilizers Pigments	X25298
Panavia V5	Self-Etch	Dual-cure	Kuraray Noritake Dental Inc	Paste A (Bis-GMA) (TEGDMA) Hydrophobic aromatic dimethacrylate Hydrophilic aliphatic dimethacrylate Initiators Accelerators Silanated barium glass filler Silanated fluoroalminosilicate glass filler Colloidal silica Paste B Bisphenol A diglycidylmethacrylate (Bis- GMA) Hydrophobic aromatic dimethacrylate Hydrophilic aliphatic dimethacrylate Silanated barium glass filler Silanated alminium oxide filler Accelerators dl-Camphorquinone Pigments	BP0004
Maxcem Elite Chroma	Self-Etch Self- Adesiv	Dual-cure	Kerr	1,6-heksanedil bismetakrilat 2-hidroksi-1,3-propanedil bismetakrilat 7,7,9-trimetil-4,13-diokso-3,14- dioksa-5,12-diazaheksadecane- 1,16-dilbismetakrilat 3-trimetoksilpropil metakrilat 1,1,3,3-tetrametilbütil hidroperoksit	5914000
G-Cem Link Force	Total-Etch	Dual-cure	GC Europe	Paste A Bis-GMA Urethanedimethacrylate Dimethacrylate Barium glass Initiator Pigments Paste B Bis-MEPP Urethanedimethacrylate Dimethacrylate Barium glass Initiator	1607281

Ön Isıtmalı Kompozit					
Enamel Plus HRI Dentin	Total-Etch	Light-cure	Micerium S.p.A	Composite resin UDMA, BisGMA, 1,4-Butandiol dimethacrylate, Tetramethylenedimethacrylate	2017003643
Akışkan Kompozitler					
G-Aeniel Universal Flo	Total-Etch	Light-cure	GC Europe	Strontium glass Urethane dimethacrylate Bis-MEPP Triethyleneglycol dimethacrylate Silicon dioxide Pigment Photo initiator	1603041
Herculite Xrv Ultra Flow (Nanohibrit Flowable)	Total-Etch Self-Etch	Light-cure	Kerr	Ethoxylated Bisphenol A- dimethacrylate 3- Methacryloxypropyltrimethoxy silane 2,2-ethylenedioxydiethyl dimethacrylate BIS-GMA	5865994
Vertise Flow	Self- Adeziv	Light-cure	Kerr	2-hydroxyethyl methacrylate 7,7,9-trimethyl-4,13-dioxo- 3,14-dioxa-5,12- diazahexadecane- 1,16diylbismethacrylate 2-hydroxy-1,3- propanediylbismethacrylate	5994250
Dental Adeziv (Bond)					
Tetric N-Bond Universal (single)	Total-Etch Self-Etch Selektif- Etch	Light-cure	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Metakrilat Etanol Silikon dioksit İnitiyator Stabilizer	W83860
Seramik Primer (Silan)					
Clearfil Ceramic Primer Plus	Zirkonya Metal Seramik Kompozit Rezin	---	Kuraray Noritake Dental Inc	10-MDP 3-Metakriloksipropil trimetoksilan Ethanol	BR0021

Tablo 4: Çalışmada kullanılan malzemelerin içerikleri

3.5.2.2. Total-Etch prosedürler ile yapıştırılanlar

Dentin yüzeyi 15 saniye % 37'lik ortofosforik asit ile asitlendi. Daha sonra 5 saniye basınçlı temiz su ile yıkandı ve yüzey hafif kuru hava basıncı ile kurutuldu. Asitlenen yüzeylere Tetric N-bond (ivoclar vivadent) 20 saniye boyunca diş yüzeyine aplikatör ile ovuşturularak uygulandı ve hafif hava ile yüzeye yayıldı. Sonrasında yapıştırma işlemine geçildi.



Resim 14: Etching Gel %37 ortofosforik asit (Ivoclar Vivadent)



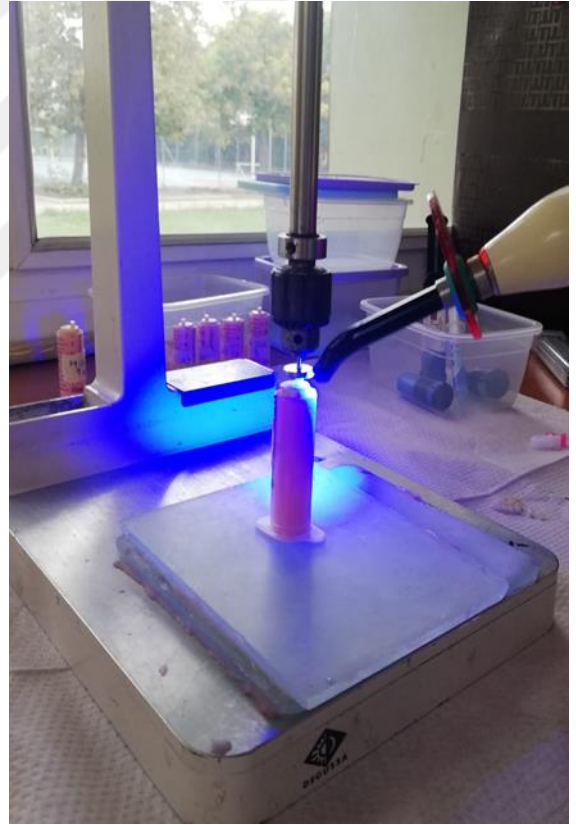
Resim 15: Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent)

Variolink DC (Ivoclar Vivadent)

Seramik örneklerin yüzeyine %5 HF uygulandıktan sonra total etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir adeziv siman olan Variolink Esthetic DC (Ivoclar) kullanılarak yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 10 dakika boyunca 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 örnek Variolink Esthetic DC ile kullanma talimatlarına uygun olarak yapıştırıldı.



Resim 16: Variolink Esthetic DC (Ivoclar vivadent) rezin siman



Resim 17-18: Tutucu fiksator yardımı ile sabit kuvvet altında seramik örneklerin yapıştırılıp ışınlanması



Resim 19: Yapıştırmanın tamamlandığı 12'li örnek grubu

G-Cem Link Force (GC)

Seramik örneklerin yüzeyine %5 HF uygulandıktan sonra total etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir adeziv siman olan G-Cem Link Force (GC) ile yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 örnek kullanma talimatlarına uygun olarak G-Cem Link Force (GC) ile yapıştırıldı.



Resim 20: G-Cem LinkForce (GC) rezin siman

G-aeniel Universal Flo (GC)

Seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF uygulandıktan sonra total etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir akışkan kompozit olan G- aeniel Universal Flow (GC) ile yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile

temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 örnek kullanma talimatlarına uygun olarak G- aeniel Universal Flow (GC) ile yapıştırıldı.



Resim 21: G-aeniel Universal Flo (GC) akışkan kompozit

Herculite XRV Ultra Flow (Kerr)

Seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF (hidroflorik asit) uygulandıktan sonra total etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir akışkan kompozit olan Herculite XRV Ultra Flow (Kerr) ile yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 seramik örnek kullanma talimatlarına uygun olarak Herculite XRV Ultra Flow (Kerr) ile yapıştırıldı.



Resim 22: Herculite XRV Ultra Flow (Kerr) akışkan kompozit

Enamel Plus HRi (Universal Dentin - Micerium)

Rastgele seçilen seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF (hidroflorik asit) uygulandıktan sonra total etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine ön

ısıtmalı dentin kompoziti olan Enamel Plus HRI (Universal Dentin - Micerium) kullanıldı. Kendi ısıtma cihazında (Ena Heat Micerium) 55 °C da 55 dakika ısıtılan kompozit yapıştırma için akışkan hale getirildi. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 seramik örnek kullanma talimatlarına uygun olarak Enamel Plus HRI (Universal Dentin Micerium) ile yapıştırıldı.



Resim 23: Enamel Plus HRI (Universal Dentin – Micerium) ön ısıtmalı kompozit



Resim 24: Kompozit Isıtma Cihazı Ena Heat (Micerium)

3.5.2.3. Self-Etch prosedürler ile yapıştırılanlar

Dentin yüzeyine asit uygulanmadan sadece dentin adeziv olan Tetric N-Bond (ivoclar vivadent) 20 saniye boyunca diş yüzeyine aplikatör ile ovuşturularak uygulandı ve hafif hava ile yüzeye yayıldı. Sonrasında yapıştırma işlemine geçildi.

Panavia V5 (Kuraray)

Rastgele seçilen seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF (hidroflorik asit) uygulandıktan sonra self etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir adeziv siman olan Panavia V5 (Kuraray) kullanılarak yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 seramik örnek kullanma talimatlarına uygun olarak Panavia V5 (Kuraray) ile yapıştırıldı.



Resim 25: Panavia V5 self etch rezin siman (Kuraray)

Maxcem Elite Chroma (Kerr)

Rastgele seçilen seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF (hidroflorik asit) uygulandıktan sonra self etch prosedürlere uygun hazırlanan dentin yüzeyine bir adeziv siman olan Maxcem Elite Chroma (Kerr) kullanılarak yapıştırıldı. Yapıştırılan seramik örnek üzerine pin fiksator yardımı ile 500 gr'lık sabit kuvvet uygulanıp taşan siman artıkları bir aplikatör ile temizlendi. İki farklı yüzeyden 20 'şer saniye ışınlama yapıp polimerizasyon sağlandı. Rasgele seçilen 12 seramik örnek kullanma talimatlarına uygun olarak Maxcem Elite Chroma (Kerr) ile yapıştırıldı.



Resim 26: Maxcem Elite Chroma (Kerr) self etch/self adeziv rezin siman

3.5.2.4. Self-Adhesive prosedürler ile yapıştırılanlar

Diş yüzeyine herhangi bir asit ya da dentin adeziv uygulanmadı. Direk yapıştırma işlemine geçildi.

Maxcem Elite Chroma (Kerr)

Rastgele seçilen seramik örneklerin yüzeyine %5 HF uygulandıktan sonra dentin yüzeyine herhangi bir ön işlem uygulanmadan bir self adeziv siman olan Maxcem Elite Chroma (Kerr) kullanılarak yapıştırıldı. Rasgele seçilen 12 örnek Maxcem Elite Chroma (Kerr) ile self adeziv olarak kullanma talimatlarına uygun olarak yapıştırıldı.

Vertise Flow (Kerr)

Rastgele seçilen seramik örneklerin yüzeyine %5'lik HF uygulandıktan sonra self adeziv uygulanacağı için dentin yüzeyine herhangi bir ön işlem uygulanmadan bir self adeziv akışkan kompozit olan Vertise Flow (Kerr) kullanılarak yapıştırıldı. Rasgele seçilen 12 örnek Vertise Flow (Kerr) ile yapıştırıldı.



Resim 27: Vertise Flow (Kerr) self adeziv akışkan kompozit

3.6. Isı banyosu işlemi

Isı banyosu işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. ISO önerileri ve ADA protokolleri doğrultusunda bağlantı deney örneklerine 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C'lik su banyoları içerisinde 20 sn bekleme süresinde, banyolar arası transfer zamanı 10 saniye olan ısı banyosu cihazında 5000 döngü yapıldı. (Resim 28).



Resim 28: Isı banyosu

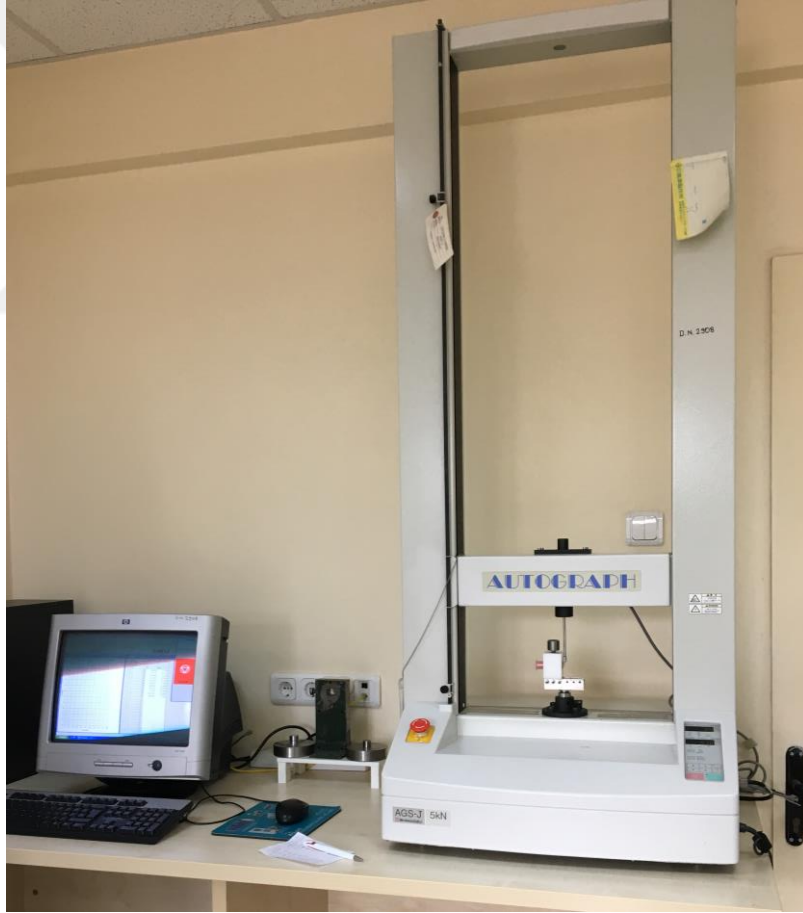
3.7. Makaslama Bağlantı Direnci Testi

Seramik örneklerin dentine makaslama bağlantı direnci bir universal test cihazı (AGS-J, SHIMADZU) kullanılarak Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır (Şekil 26). Test aletinin model tutucuları arasına bağlantı yüzeyleri yer düzlemine dik olacak şekilde deney örnekleri sabitlendi. Test cihazının

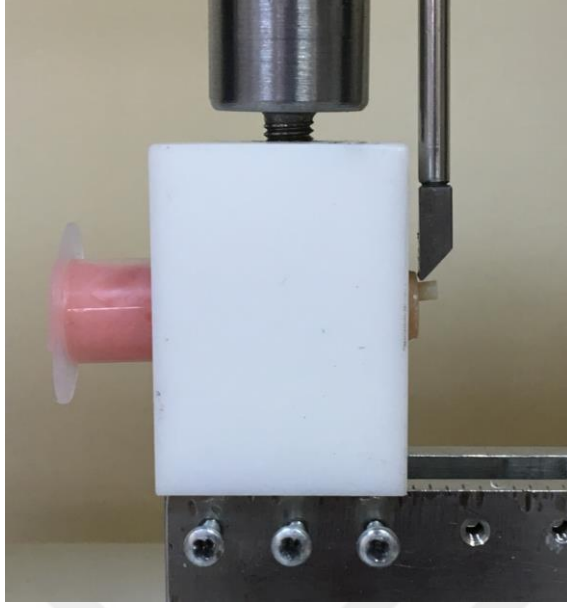
üst parçasına sabitlenmiş ucu V şeklindeki metal bar, örneklerin uzun aksına dik, porselen-diş ara yüzeylerine paralel olacak şekilde konumlandırıldı. Cihazın kuvvet uygulama hızı 0,5 mm/sn olacak şekilde ayarlandı ve kuvvet uygulandı (Resim 29). Kırılma anındaki maksimum kuvvet, Newton (N) olarak kaydedildi ve makaslama bağlantı direnci değerleri test aletinin programı yardımıyla tam seramik blokların yüzey alanlarına bölünüp MPa değerinde kaydedildi. Aşağıdaki formül kullanılarak N değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi. Burada P kırılma anındaki kuvvet (N), r ise seramik alt yapı materyalinin yarıçapıdır (mm).

$$\text{Makaslama bağlanma dayanımı (MPa)} = P / \pi \times r^2$$

$$\text{Mpa} = N / \text{mm}^2$$



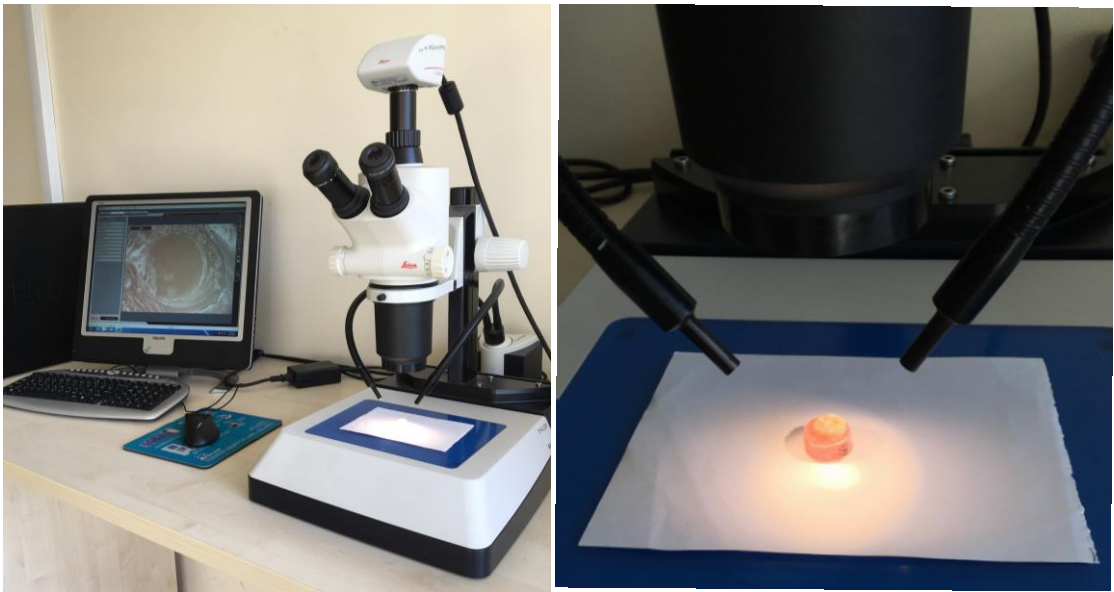
Resim 29: Universal Test Cihazı (AGS-J, SHIMADZU)



Resim 30: Makaslama kuvvetinin uygulanması

3.8. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi

Makaslama testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri stereomikroskopta (Leica S8APO, Heerbrugg, İsviçre), 25x büyütmede Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda incelendi (şekil 29,30). Kırılma tipleri, adeziv arayüzde olmuşsa 'adeziv kırılma', diş dokusunda ya da adeziv içerisinde olmuşsa 'koheziv kırılma', hem diş dokusunu ve adezivi kapsarsa 'karışık(mix) kırılma' olarak kaydedildi.



Resim 31,32: Stereomikroskopta (Leica S8APO, Heerbrugg, İsviçre)

4.BULGULAR

4.1.İstatistiksel Analiz

Grupların tanımlayıcı istatistikleri; ortalama, standart sapma, median, minimum ve maksimum şeklinde gösterildi. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile analiz edildi . Test grupları arasındaki anlamlı farklılıkların tespitinde Tukey testi, $p<0.05$ anlamlılık düzeyi, kullanıldı.

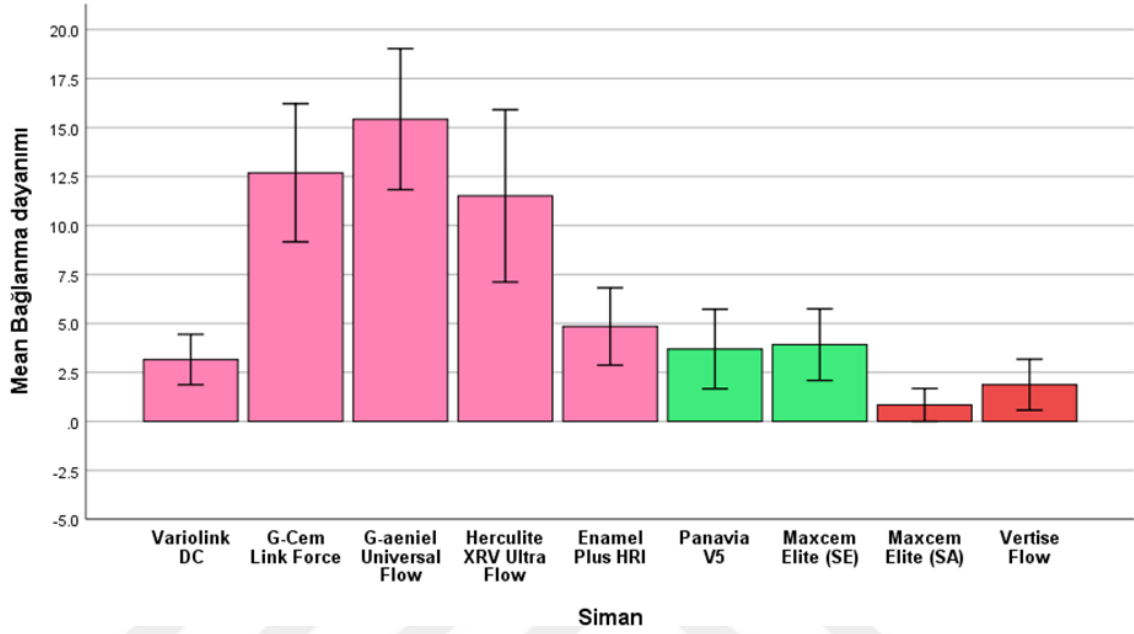
4.2.Makaslama Bağ Dayanımı Testi Bulguları

E.max CAD materyalinden elde edilen seramik örneklerin Total Etch, Self Etch, Self Adeziv ana grupları olmak üzere 9 farklı yapıştırma ajanı ile dentin yüzeyine yapıştırılması sonucu elde edilen deneysel örneklerin makaslama test sonuçları (bağlanma dayanımı MPa değerleri) Tablo 5.1.'de verilmiştir. 12'li örnek grupları içerisinde kırma testi öncesinde ayrılan örneklerin bağlantı dirençleri "0" olarak kabul edilmiş ve istatistiğe örneklem grubu 12 olarak alınmıştır.

	Total Etch					Self-Etch		Self-Adeziv	
	Variolink DC	G-Cem Link Force	G-aeniel Universal Flow	Herculite XRV Ultra Flow	Enamel Plus HRI	Panavia V5	Maxcem Elite (SE)	Maxcem Elite (SA)	Vertise Flow
örnek 1	3,58276	15,5229	11,1055	8,61913	5,6836	6,75171	2,57124	0,10257	5,88873
örnek 2	3,6252	5,66945	24,1527	23,0421	5,17784	6,69512	1,93108	1,16006	1,48898
örnek 3	2,27061	16,7537	12,1453	8,23715	3,87277	7,18673	0,74626	2,42623	0,10964
örnek 4	1,52081	9,52808	9,51039	10,4512	5,42542	1,61984	3,21493	0,3466	2,65612
örnek 5	4,33255	14,9959	21,9316	16,2586	5,86044	0,47393	3,21847	4,32548	3,222
örnek 6	1,42178	11,2611	12,7996	8,02495	6,0585	8,39631	1,17775	1,20958	1,59509
örnek 7	5,32639	14,1613	12,4495	4,09559	5,02576	3,66764	5,87459	0,39966	2,47574
örnek 8	2,25293	6,55718	25,5709	13,0224	1,44654	1,56326	2,75869	0,05305	5,02576
örnek 9	6,90733	2,80466	10,1824	26,0484	6,27071	1,41471	3,05578	0	0
örnek 10	5,31224	15,4274	13,4362	6,29546	12,0357	6,54304	10,8473	0	0
örnek 11	0,39966	20,7892	12,7961	5,7897	1,25909	0	4,11327	0	0
örnek 12	0,92664	18,81557	19,0774	8,24423	0	0	7,45906	0	0
ortalama	3,15658	12,69054	15,4298	11,51074	4,84303	3,69269	3,91403	0,83527	1,87184

Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan total etch self etch, self adeziv sistemler ile yapıştırılan örneklerin makaslama test sonuçları ve ortalama değerleri

Fail olan örneklere baktığımızda Total Etch grubundan Enamel Plus HRI 1 tane ,Self Etch grubundan Panavia V5 2 tane, self adeziv olan Maxcem Elite Chroma ve Vertise Flow'dan 4 tane kayıp olduğu görülmektedir. Bu örneklerin bağlanma dayanımları sıfır kabul edilerek istatistik yapılmıştır.



Grafik 1: Kullanılan yapıştırma malzemelerinin ortalama bağlanma dayanımı değerleri grafiği

Bağlanma dayanımları ortalamaları kıyaslandığında en yüksek bağ dayanımının total etch grubunda olduğu ve en düşük bağ dayanımının da self adeziv grubunda olduğu gözlenmiştir. Tek tek bağlanma dayanımlarına bakıldığında ise en yüksek ortalamanın total etch grubundan G-aeniel universal flow'da olduğu en düşük değer ise self adeziv grubundan Maxcem Elite Choroma (SA) de olduğu görülmektedir.

Total etch grubu kendi içinde kıyasladığımızda en yüksek bağ dayanımının sırasıyla G-aeniel universal flow ardından G-cem link force ve ardından Herculite XRV Ultra Flow da ardından Enamel Plus HRI ardından Variolink DC de olduğu görülmektedir. Bir akışkan kompozit olmasına rağmen total etch sistem içindeki G-aeniel universal flow ve Herculite XRV Ultra Flow'un bağlanma dayanımlarının diğer yapıştırma ajanlarına göre yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Self adeziv grubunda akışkan kompozit olan Vertise Flo' nun total etch grubundaki akışkan kompozitler

olan sırasıyla G-aeniel universal flow ve Herculite XRV Ultra Flow ile kıyaslandığında bağlanma dayanımının oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Self Etch grubuna baktığımızda Maxcem Elite Chroma'nın bağ dayanımının Panavia V5 e göre yüksek olduğu ama total etch grup ile kıyaslandığında ise genel ortalamadan düşük olduğu ve self adeziv ile kıyaslandığında ise bağ dayanımının ortalamasının daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

Siman	Mean	N	Std. Deviation	Median	Minimum	Maximum	Range
Variolink DC	3.15658	12	2.024110	2.92669	.400	6.907	6.508
G-Cem Link Force	12.69054	12	5.553811	14.57860	2.805	20.789	17.985
G-aeniel Universal Flow	15.42980	12	5.667149	12.79785	9.510	25.571	16.061
Herculite XRV Ultra Flow	11.51074	12	6.922153	8.43168	4.096	26.048	21.953
Enamel Plus HRI	4.84303	12	3.107960	5.30163	.000	12.036	12.036
Panavia V5	3.69269	12	3.197760	2.64374	.000	8.396	8.396
Maxcem Elite (SE)	3.91403	12	2.873422	3.13535	.746	10.847	10.101
Maxcem Elite (SA)	.83527	12	1.325494	.22459	.000	4.325	4.325
Vertise Flow	1.87184	12	2.050033	1.54203	.000	5.889	5.889
Total	6.43828	108	6.369831	5.02576	.000	26.048	26.048

Tablo 5.2. Örneklerin bağlantı direnci değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları, ortanca, minimum ve maksimum analiz değerleri

Gruplara ait tüm örneklerin makaslama bağlantı direnci değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları, ortanca, minimum, maksimum analiz değerleri Tablo 5.2.'de verilmiştir. Fail olan örnekler de gruplara dahil edilmiş ve örneklem sayısı 12 üzerinden istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.

Tüm gruplar kıyaslandığında en yüksek bağlanma direnci değeri 15.42980 Mpa ile G-aeniel Universal Flow'da olduğu en düşük bağlantı direnci değerinin ise 0.83527 Mpa ile Maxcem Elite Chroma (SA) da olduğu gözlemlenmiştir. En yüksek ikinci değerin 12.69054 Mpa ile G-cem Link Force da olduğu üçüncü değerin ise 11.51074

Mpa ile Herculite XRV Ultraflow da olduğu görülmektedir. Bu 3 malzemenin bağlanma dayanımlarının diğer malzemelere göre oldukça yüksek olduğu ve diğer örneklerden ayrıldığı gözlemlenmiştir.

Malzeme	Mean	N	Std. Deviation	Median	Minimum	Maximum	Range
Total Etch	9.52614	60	6.773167	8.13105	.000	26.048	26.048
Self-Etch	3.80336	24	2.975249	3.13535	.000	10.847	10.847
Self-Adeziv	1.35355	24	1.769330	.37313	.000	5.889	5.889
Total	6.43828	108	6.369831	5.02576	.000	26.048	26.048

Tablo 5.3.Total etch, Self etch ve Self Adeziv gruplarının ortalama, standart sapma, ortanca, minimum, maksimum değerleri

Fail olan örneklerin dahil edilmesi ile normal dağılım uyumunu sağlamak için analizler karekök dönüşümü yapılmış veriler üzerinden yapılmıştır. Tek yönlü varyans analizi ile elde edilen sonuçlara göre total etch grubunun ortalama bağlantı direnci değeri 9.52614 ile en yüksek olduğu, ardından 3.80336 ile self etch grubunun olduğu ve en düşük ortalama bağlantı direncinin de 1.35355 ile self adeziv grubunun olduğu tablo 5.4. de gözlemlenmiştir. Total bağlanma dayanımı ortalamasına bakıldığında ise 6.43828 olduğu görülmektedir.

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Variolink DC	12	1.6790	.60695	.17521	1.2933	2.0648	.63	2.63
G-Cem Link Force	12	3.4627	.87394	.25228	2.9074	4.0180	1.67	4.56
G-aeniel Universal Flow	12	3.8719	.69113	.19951	3.4328	4.3111	3.08	5.06
Herculite XRV Ultra Flow	12	3.2689	.94875	.27388	2.6661	3.8717	2.02	5.10
Enamel Plus HRI	12	2.0316	.88362	.25508	1.4702	2.5930	.00	3.47
Panavia V5	12	1.6365	1.05200	.30369	.9681	2.3049	.00	2.90
Maxcem Elite (SE)	12	1.8679	.68089	.19656	1.4353	2.3005	.86	3.29
Maxcem Elite (SA)	12	.6321	.68939	.19901	.1941	1.0702	.00	2.08
Vertise Flow	12	1.0401	.92838	.26800	.4502	1.6299	.00	2.43
Total	108	2.1656	1.32839	.12782	1.9122	2.4190	.00	5.10

Tablo 5.4. Karekök dönüşümleri yapılmış analizlerin %95 güven aralığında düşük ve yüksek bağlanma değerleri, standart sapma, minimum, maksimum değerleri

Fail olan örneklerin dahil edilmesi ile n=12 olarak analizler yapılmış ve normal dağılım uyumunu sağlamak için analizler karekök dönüşümü yapılmış veriler üzerinden yapılmıştır.

(I) Siman		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Variolink DC	G-Cem Link Force	-1.78376*	0,33879	0,000	-2,8583	-0,7093
	G-aeniel Universal Flow	-2.19299*	0,33879	0,000	-3,2675	-1,1185
	Herculite XRV Ultra Flow	-1.58994*	0,33879	0,000	-2,6644	-0,5154
	Enamel Plus HRI	-0,35263	0,33879	0,981	-1,4271	0,7219
	Panavia V5	0,04243	0,33879	1,000	-1,0321	1,1169
	Maxcem Elite (SE)	-0,18895	0,33879	1,000	-1,2634	0,8855
	Maxcem Elite (SA)	1,04680	0,33879	0,062	-0,0277	2,1213
	Vertise Flow	0,63887	0,33879	0,625	-0,4356	1,7134
G-Cem Link Force	Variolink DC	1.78376*	0,33879	0,000	0,7093	2,8583
	G-aeniel Universal Flow	-0,40923	0,33879	0,953	-1,4837	0,6653
	Herculite XRV Ultra Flow	0,19383	0,33879	1,000	-0,8807	1,2683
	Enamel Plus HRI	1.43114*	0,33879	0,002	0,3567	2,5056
	Panavia V5	1.82620*	0,33879	0,000	0,7517	2,9007
	Maxcem Elite (SE)	1.59482*	0,33879	0,000	0,5203	2,6693
	Maxcem Elite (SA)	2.83057*	0,33879	0,000	1,7561	3,9051
	Vertise Flow	2.42263*	0,33879	0,000	1,3481	3,4971
G-aeniel Universal Flow	Variolink DC	2.19299*	0,33879	0,000	1,1185	3,2675
	G-Cem Link Force	0,40923	0,33879	0,953	-0,6653	1,4837
	Herculite XRV Ultra Flow	0,60305	0,33879	0,695	-0,4714	1,6775
	Enamel Plus HRI	1.84036*	0,33879	0,000	0,7659	2,9149

	Panavia V5	2.23542*	0,33879	0,000	1,1609	3,3099
	Maxcem Elite (SE)	2.00404*	0,33879	0,000	0,9296	3,0785
	Maxcem Elite (SA)	3.23979*	0,33879	0,000	2,1653	4,3143
	Vertise Flow	2.83186*	0,33879	0,000	1,7574	3,9063
Herculite XRV Ultra Flow	Variolink DC	1.58994*	0,33879	0,000	0,5154	2,6644
	G-Cem Link Force	-0,19383	0,33879	1,000	-1,2683	0,8807
	G-aeniel Universal Flow	-0,60305	0,33879	0,695	-1,6775	0,4714
	Enamel Plus HRI	1.23731*	0,33879	0,012	0,1628	2,3118
	Panavia V5	1.63237*	0,33879	0,000	0,5579	2,7069
	Maxcem Elite (SE)	1.40099*	0,33879	0,002	0,3265	2,4755
	Maxcem Elite (SA)	2.63674*	0,33879	0,000	1,5623	3,7112
	Vertise Flow	2.22880*	0,33879	0,000	1,1543	3,3033
Enamel Plus HRI	Variolink DC	0,35263	0,33879	0,981	-0,7219	1,4271
	G-Cem Link Force	-1.43114*	0,33879	0,002	-2,5056	-0,3567
	G-aeniel Universal Flow	-1.84036*	0,33879	0,000	-2,9149	-0,7659
	Herculite XRV Ultra Flow	-1.23731*	0,33879	0,012	-2,3118	-0,1628
	Panavia V5	0,39506	0,33879	0,962	-0,6794	1,4695
	Maxcem Elite (SE)	0,16368	0,33879	1,000	-0,9108	1,2382
	Maxcem Elite (SA)	1.39943*	0,33879	0,002	0,3249	2,4739
	Vertise Flow	0,99150	0,33879	0,095	-0,0830	2,0660
Panavia V5	Variolink DC	-0,04243	0,33879	1,000	-1,1169	1,0321
	G-Cem Link Force	-1.82620*	0,33879	0,000	-2,9007	-0,7517
	G-aeniel Universal Flow	-2.23542*	0,33879	0,000	-3,3099	-1,1609
	Herculite XRV Ultra Flow	-1.63237*	0,33879	0,000	-2,7069	-0,5579
	Enamel Plus HRI	-0,39506	0,33879	0,962	-1,4695	0,6794
	Maxcem Elite (SE)	-0,23138	0,33879	0,999	-1,3059	0,8431

	Maxcem Elite (SA)	1,00437	0,33879	0,086	-0,0701	2,0789
	Vertise Flow	0,59644	0,33879	0,708	-0,4781	1,6709
Maxcem Elite (SE)	Variolink DC	0,18895	0,33879	1,000	-0,8855	1,2634
	G-Cem Link Force	-1.59482*	0,33879	0,000	-2,6693	-0,5203
	G-aeniel Universal Flow	-2.00404*	0,33879	0,000	-3,0785	-0,9296
	Herculite XRV Ultra Flow	-1.40099*	0,33879	0,002	-2,4755	-0,3265
	Enamel Plus HRI	-0,16368	0,33879	1,000	-1,2382	0,9108
	Panavia V5	0,23138	0,33879	0,999	-0,8431	1,3059
	Maxcem Elite (SA)	1.23575*	0,33879	0,012	0,1613	2,3102
	Vertise Flow	0,82782	0,33879	0,273	-0,2467	1,9023
Maxcem Elite (SA)	Variolink DC	-1,04680	0,33879	0,062	-2,1213	0,0277
	G-Cem Link Force	-2.83057*	0,33879	0,000	-3,9051	-1,7561
	G-aeniel Universal Flow	-3.23979*	0,33879	0,000	-4,3143	-2,1653
	Herculite XRV Ultra Flow	-2.63674*	0,33879	0,000	-3,7112	-1,5623
	Enamel Plus HRI	-1.39943*	0,33879	0,002	-2,4739	-0,3249
	Panavia V5	-1,00437	0,33879	0,086	-2,0789	0,0701
	Maxcem Elite (SE)	-1.23575*	0,33879	0,012	-2,3102	-0,1613
	Vertise Flow	-0,40794	0,33879	0,954	-1,4824	0,6666
Vertise Flow	Variolink DC	-0,63887	0,33879	0,625	-1,7134	0,4356
	G-Cem Link Force	-2.42263*	0,33879	0,000	-3,4971	-1,3481
	G-aeniel Universal Flow	-2.83186*	0,33879	0,000	-3,9063	-1,7574
	Herculite XRV Ultra Flow	-2.22880*	0,33879	0,000	-3,3033	-1,1543
	Enamel Plus HRI	-0,99150	0,33879	0,095	-2,0660	0,0830
	Panavia V5	-0,59644	0,33879	0,708	-1,6709	0,4781
	Maxcem Elite (SE)	-0,82782	0,33879	0,273	-1,9023	0,2467
	Maxcem Elite (SA)	0,40794	0,33879	0,954	-0,6666	1,4824

Tablo 5.5. Karekök dönüşümleri yapılarak malzemelerin birbirleri ile karşılaştırılmaları sonucu oluşturulmuş analiz (p=0.05)

Tablo 5.5. e bakıldığında ; Variolink DC yi diğer malzemeler ile kıyasladığımızda; G-cem Link Force (p<0.001), G-aeniel Universal Flow (p=0.00), ve Herculite XRV Ultra Flow (p<0.001), bağlanma değerleri ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı (p<0.05) derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Diğer malzemeler ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

G-cem Link Force’u diğer malzemeler ile kıyasladığımızda ; Enamel Plus HRI (p=0.002), Panavia V5 (p<0.001), Maxcem Elite Chroma(SA) (p<0.001), Maxcem Elite Chroma (SE) (p<0.001), Vertise Flow (p<0.001), ile istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır ve yüksektir. Diğer malzemeler ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 5.5.)

G-aeniel Universal Flow diğer malzemeler ile kıyaslandığında; Enamel Plus HRI (p<0.001), Panavia V5 (p<0.001), Maxcem Elite Chroma(SA) (p<0.001), Maxcem Elite Chroma (SE) (p<0.001), Vertise Flow (p<0.001), ile istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır ve yüksektir. Diğer malzemeler ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 5.5.)

Herculite diğer malzemeler ile kıyaslandığında; Enamel Plus HRI (p=0.012), Panavia V5 (p<0.001), Maxcem Elite Chroma(SA) (p<0.001), Maxcem Elite Chroma (SE) (p<0.001), Vertise Flow (p<0.001) ile istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır ve yüksektir. Herculite ile diğer malzemeler arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (Tablo 5.5.).

Enamel Plus HRI ile Maxcem Elite Chroma (SA) (P=0.002) arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır. Enamel Plus HRI ile diğer malzemeler arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (Tablo 5.5.).

Maxcem Elite Chroma (SE); Maxcem Elite Chroma (SA) ($p=0.012$) ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır ve yüksektir. Aynı malzemenin self etch ve self adeziv olarak iki farklı şekilde kullanımı kıyaslanmış ve Self etch olanın anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur (Tablo 5.5.).

Siman	N	1	2	3
Maxcem Elite (SA)	12	.6321		
Vertise Flow	12	1.0401	1.0401	
Panavia V5	12	1.6365	1.6365	
Variolink DC	12	1.6790	1.6790	
Maxcem Elite (SE)	12		1.8679	
Enamel Plus HRI	12		2.0318	
Herculite XRV Ultra Flow	12			3.2689
G-Cem Link Force	12			3.4627
G-aeniel Universal Flow	12			3.8719
Sig.		.062	.095	.695

Tablo 5.6. Tukey testine göre karekök bağ dayanımı değerlerine göre dağılımı ($p=0,05$)

Tablo 5.6.'ya göre G-aeniel Universal Flow, G-cem Link Force ve Herculite XRV Ultra Flow'un bağ dayanımı diğer örneklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Maxcem Elite Choroma (SA) bağ dayanımı ise; Maxcem Elite Choroma (SE) ve Enamel Plus HRI' ya göre anlamlı düzeyde düşüktür. Vertise Flow ,Panavia V5, Variolink DC arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p<0,05$).

4.3. Stereomikroskopta Yüzeylerin Değerlendirilmesi ve Bulguları

4.3.1. Stereomikroskopta Yüzeylerin Değerlendirilmesi

Kırık yüzeylerde gözlemlenen kırılma tipleri aşağıdaki şekilde sınıflandırıldı:

Adeziv kırılma: Yapıştırma simanının % 25'inden daha az bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa dentin ve siman arasında adeziv başarısızlık olarak değerlendirildi.

Koheziv kırılma: Yapıştırma simanın kendi içinde veya dentinde kırılma mevcutsa koheziv kopma olarak değerlendirildi.

Karışık (mix) kırılma: Hem diş dokusunu hem de adezivi kapsarsa mix kopma olarak değerlendirildi. Mix kopma miktarları dentin yüzeyinde kalan adeziv miktarına göre %25-50 , %50-75 ve %75-100 olarak kendi içinde 3 gruba ayrıldı.

Kırılma tipleri sonuçları ki kare testi ile istatistiki analizi yapıldı.



Resim 33,34: Adeziv kopma dentin yüzeyinde %0-25 siman kalıntısı



Resim 35,36: Mix kopma dentin yüzeyinde %25-50 siman kalıntısı



Resim 37,38: Mix kopma dentin yüzeyinde %50-75 siman kalıntısı



Resim 39,40: Mix kopma dentin yüzeyinde %75-100 siman kalıntısı

4.3.2.Stereomikroskop Bulguları

		ADEZİV	MİX		
		% 0-25	%25-50	%50-75	75-100
total etch	Variolink DC	8	2	2	
total etch	G-Cem Link Force	5	2	5	
total etch	G-aeniel Universal Flow	3	1	6	2
total etch	Herculite XRV Ultra Flow	2	4	2	4
total etch	Enamel Plus HRI	5+1		1	5
self-etch	Panavia V5	3+1	1	1+1	5
self-etch	Maxcem Elite (SE)	6	1	2	3
self-adeziv	Maxcem Elite (SA)	8+4			
self-adeziv	Vertise Flow	5+4	1	2	

Tablo 6.1: Steromikroskop yüzey analizine göre kopma tiplerinin gruplara göre dağılımı

Kırma testi uygulanmadan önce kopan örneklerin sayısı artı olarak gruplarına eklenmiştir. Fail olan örneklerin çoğunun adeziv kopma gösterdiği tabloda görülmektedir.

Dentin yüzeyleri incelendiğinde yüzeyde kalan siman artıklarına göre kopma tipleri değerlendirilmiştir Tablo 6'da görülmektedir. Self adeziv grubunda adeziv kopmanın oldukça yüksek olduğu Maxcem Elite Choroma (SA) da örneklerin tamamının adeziv başarısızlık gösterdiği ve Vertise Flo 'nun 9 tane örneğin adeziv başarısızlık gösterdiği görülmektedir.

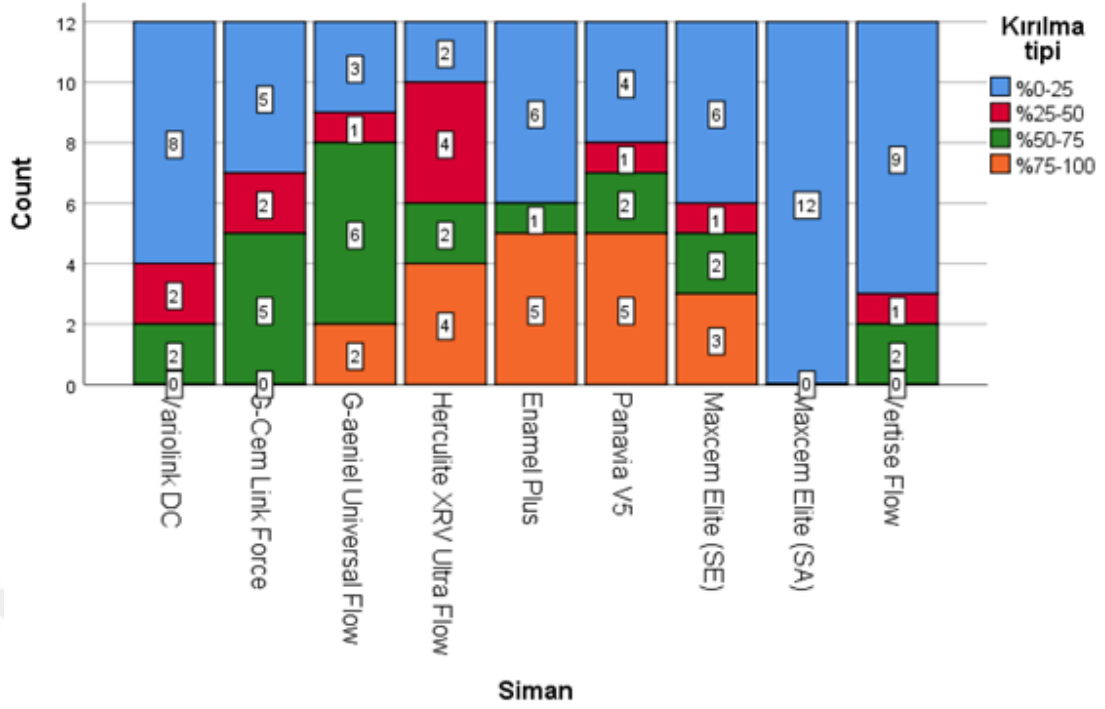
Siman	Kırılma tipi-1	Count	%0-25	%25-50	%50-75	%75-100	Total
Variolink DC	Count	8	2	2	0	12	
		%	66,7%	16,7%	16,7%	0,0%	100,0%
G-Cem Link Force	Count	5	2	5	0	12	
		%	41,7%	16,7%	41,7%	0,0%	100,0%
G-aeniel Universal Flow	Count	3	1	6	2	12	
		%	25,0%	8,3%	50,0%	16,7%	100,0%
Herculite XRV Ultra Flow	Count	2	4	2	4	12	
		%	16,7%	33,3%	16,7%	33,3%	100,0%
Enamel Plus HRI	Count	6	0	1	5	12	
		%	50,0%	0,0%	8,3%	41,7%	100,0%
Panavia V5	Count	4	1	2	5	12	
		%	33,3%	8,3%	16,7%	41,7%	100,0%
Maxcem Elite (SE)	Count	6	1	2	3	12	
		%	50,0%	8,3%	16,7%	25,0%	100,0%
Maxcem Elite (SA)	Count	12	0	0	0	12	
		%	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%	100,0%
Vertise Flow	Count	9	1	2	0	12	
		%	75,0%	8,3%	16,7%	0,0%	100,0%
Total	Count	55	12	22	19	108	
		%	50,9%	11,1%	20,4%	17,6%	100,0%

Tablo 6.2. Kırılma Tiplerinin yüzdelere göre ayrıldığı tablo

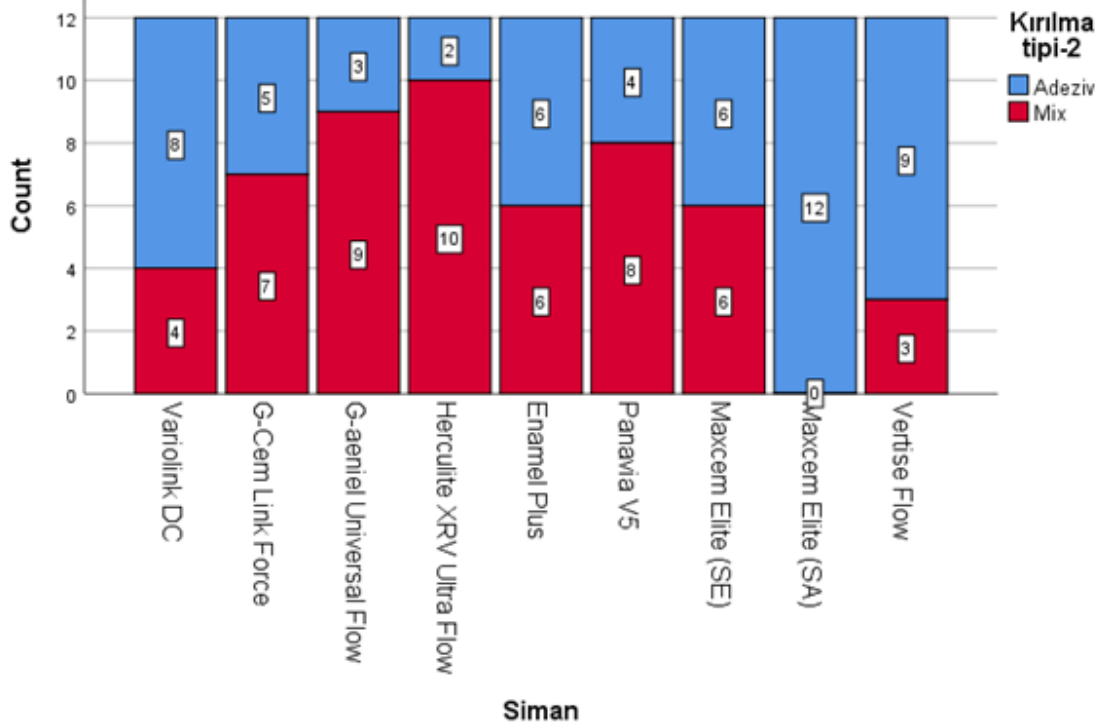
Dentin yüzeyinde kalan rezin artığına göre değerlendirilmenin yapıldığı Tablo 6.2. de Maxcem Elite Choroma (SA) örneklerinin %100 ünde ,Vertise Flo örneklerinin %75 inde ve Variolink DC örneklerinin %66,7 sinde % 0-25 aralığında kopma olduğu gözlemlenmiştir.

			Kırılma tipi-2		Total
			Adeziv	Mix	
Siman	Variolink DC	Count	8	4	12
		% within Siman	66,7%	33,3%	100,0%
	G-Cem Link Force	Count	5	7	12
		% within Siman	41,7%	58,3%	100,0%
Flow	G-aeniel Universal	Count	3	9	12
		% within Siman	25,0%	75,0%	100,0%
Flow	Herculite XRV Ultra	Count	2	10	12
		% within Siman	16,7%	83,3%	100,0%
	Enamel Plus HRI	Count	6	6	12
		% within Siman	50,0%	50,0%	100,0%
	Panavia V5	Count	4	8	12
		% within Siman	33,3%	66,7%	100,0%
	Maxcem Elite (SE)	Count	6	6	12
		% within Siman	50,0%	50,0%	100,0%
	Maxcem Elite (SA)	Count	12	0	12
		% within Siman	100,0%	0,0%	100,0%
	Vertise Flow	Count	9	3	12
		% within Siman	75,0%	25,0%	100,0%
Total		Count	55	53	108
		% within Siman	50,9%	49,1%	100,0%

Tablo 6.3.Kırılma tiplerinin adeziv ve mix olarak ayrıldığı tablo



Grafik 2: Yüzey kırılma tiplerinin yüzdelere göre grafiksel dağılımı



Grafik 3: Yüzey kırılma tiplerinin adeziv ve mix olarak dağılımı grafiği

Bağlanma dayanımının yüksek olduğu G-cem Link Force, G-aeniel Universal Flow ve Herculite XRV Ultra Flow da adeziv ayrılmanın diğer gruplara göre düşük olduğu ve ağırlıklı olarak mix ayrılmanın gözlemlendiği saptanmıştır.

Bağlanma dayanımlarının düşük olduğu ve fail sayılarında yüksek olduğu Maxcem Elite Choroma(SA) ve Vertise Flow'un yer aldığı self adeziv grubunda ise adeziv başarısızlığın oldukça yüksek olduğu hatta Maxcem Elite Choroma örneklerinin tamamında adeziv başarısızlık olduğu görülmüştür.

Variolink DC'de adeziv başarısızlığın yüksek olduğu 12 örneklem grubundan 8'inde adeziv kopma 4'ünde de mix kopma gözlemlenmiştir.

Panavia V5'e bakıldığında mix başarısızlığın daha yüksek olduğu ve 12 örneklem grubunun 8'inin mix kopma ve 4'ünün ise adeziv kopma olduğu görülmektedir.

Maxcem Elite Choroma (SE) ve Enamel Plus HRi gruplarında yarısında adeziv başarısızlık gözlemlenirken, yarısında mix başarısızlık gözlemlenmiştir.

5.TARTIŞMA

Günümüzde estetik üstünlükleri nedeniyle metal alt yapılı sabit restorasyonlar yerini neredeyse tam seramik restorasyonlara bırakmıştır. Simantasyon işlemi tam seramik restorasyonların başarısını belirleyici bir basamaktır. Günümüzde diş hekimlerinin hizmetine sunulan çok farklı rezin simanlar vardır. Kullanılacak simana karar verirken kullanılan restoratif materyalin estetik, mekanik özellikleri ve oral koşulların birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir.

Restorasyonların klinik olarak uzun ömürlü olması diş ile rezin arasındaki hibrit tabakanın bozulmadan kalmasına bağlıdır. Oysaki rezin ile diş arasındaki bağın uzun süreli kalıcılığı hala tartışmalı olup güncel dentin adezivlerle elde edilen adeziv bağının zamanla bozulduğuna dair genel bir uzlaşma vardır(163-165). İyi yapılmış klinik çalışmalar adeziv sistemlerin değerlendirilmesinde en güvenilir ölçütlerdir. Ancak klinik çalışmaların zaman alıcı olması nedeniyle adeziv teknolojilerdeki hızlı değişimi değerlendirebilmek için in vitro çalışmalarının yapılması gerekmektedir.

Günümüzde e.max CAD (Ivoclar Vivadent) bloklar optik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile inley, onley, overlay, lamina veneer ve okluzal veneer (table top) gibi hem anterior estetik restorasyonlarda hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilir hale gelmiştir. Teknolojinin de ilerlemesi ile kliniklerimize giren dijital iş akışı ve tek seanslı diş hekimliği uygulamaları sonucunda CAD CAM sistemleri daha çok kullanılmaya başlanmıştır. CAD CAM teknolojisi ile tam konturde monolitik restorasyonlar yapılması ve diş dokularına adeziv tekniklerle yapıştırılması mümkündür. Biz de bu nedenle çalışmamızda güncel CAD CAM materyallerinden olan lityum disilikat içerikli e.max CAD bloklardan elde edilen seramik örnekleri kullandık.

Farklı seramik materyalleri kendine özgü içerikleri nedeniyle yapısal farklılık gösterir. In-vitro kuvvet dayanımı testlerinde kullanılan seramik yapının özellikleri test sonuçlarını etkileyebilmektedir. Örnek olarak yapılan bütün işlemler aynı olsa bile farklı seramik türlerinde farklı bağlanma kuvvetleri ölçülmektedir(166). Çalışmamızda kullanmayı tercih ettiğimiz IPS e.max CAD seramiğinin yapısının önceden hazırlanmış bloklar olması nedeniyle, homojen olması; maddenin yapısındaki ve yüzeyindeki

kusurların en aza inmesini sağlamakta bu sayede standart seramik yüzeyleri elde edilmiş olmaktadır.

Restorasyon tipine bağlı olarak, tam seramik restorasyonlarda simantasyon işlemi büyük oranda dentin dokusu yüzeyinde gerçekleşir. Bu nedenle dentin dokusunun özellikleri de simanın yapışma etkinliği bakımından önemlidir. Dentin dokusu yapısal özellikleri ve kimyasal bileşimi ile mine ile kıyaslandığında oldukça karmaşık bir yapı gösterir.

Dentinin kompleks tübüler yapısı, dentin sıvısı içermesi ve uygulamanın teknik hassasiyet gerektirmesinden dolayı dentine olan bağlanmanın mineye göre daha düşük olduğu düşünülmektedir (167-169). Total etch sistemler ile yapıştırılan restorasyonların bağ dayanımı minede 28 MPa ya kadar ulaşırken, dentin ile olan bağ dayanımı 13-20 MPa ya ulaşmaktadır (170).

Günümüzde mine dokusuna olan adezyonun güvenilir olduğu birçok çalışma ile kanıtlanmış olmasına rağmen, dentindeki bağlanma dayanımı başarısı minedeki kadar güvenilir değildir. Bu nedenle çalışmamızda seçtiğimiz malzemelerin dentine bağ dayanımının incelenmesine karar verilmiştir. Bu çalışmamızda yapıştırma yapılan dentin dokusunu standart hale getirmek için benzer boyutta 20 yaş dişleri seçilmiş ve okluzal yüzlerinden aşındırma yapılarak mine-dentin bileşimine yakın yüzeyel dentin kullanılmasına özen gösterilmiştir.

Dentinin fosforik asitle muamelesi smear tabakasını ve smear tıkaçları kaldırırken, yeterli asiditeye sahip olmayan self-etch (kendinden asitli) sistemler smear tabakasını kısmen demineralize eder ve kalıntıları hibrit tabakaya taşır. Kendinden asitli sistemlerin smear tabakasının kalınlığından, yoğunluğundan ve kalitesinden etkilendiği belirtilmektedir (85, 171, 172).

Dentin yüzeyine bağlayıcı ajan uygulanması sırasındaki nem düzeyi, bağlantı dayanıklılığını etkileyebilecek bir başka etkidir. Özellikle total etch (asitle ve yıka) sistemlerde, fosforik asit uygulanmasından sonra, dentin yüzeyinin ne aşırı kurutulması ne de aşırı nemlendirilmesi önerilir. Klinik olarak nemli bir yüzey olması istenir. Bu durum "wet bonding" diye adlandırılır. Özellikle aseton içerikli bağlayıcı

ajanlar kullanıldığında, demineralize dentinin kuru bırakılması kollajen liflerin çökmesine sebep olur, bağlanmayı olumsuz etkiler. Self etch sistemlerde kendiliğinden asitleme ve primer uygulaması olduğundan, kollajen lifler bu durumdan daha az etkilenir (173).

Özcan ve arkadaşları (174) konvansiyonel simanlar (Variolink II, Bifix QM, Panavia F2.0, Superbond C&B ve Ketac-Fil) ve basitleştirilmiş (Multilink Automix ve Clearfil Esthetic Cement) simanların yüzeyel ve derin dentine adezyonunu araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda bağ dayanımının siman tipinden ve içindeki adeziv sistemden önemli ölçüde etkilendiğini bulmuşlar, ayrıca dentin seviyesinin Variolink II dışındaki simanlarda bağlanmayı etkilemediğini bildirmişlerdir.

Burrow ve arkadaşları (175) genç ve yaşlı insan dentinine yapıştırılan üç farklı bağlayıcı ajanın gerilme dayanıklılığını araştırmışlardır. Ayrıca bağlantı ara yüzeyini de SEM ile incelemişlerdir. Gerilme bağlantı dayanıklılık değerlerinin yaşa ve dentin derinliğine bağlı olmadığını bulmuşlardır. Bağlantı dayanıklılığında rezin tagların önemli olmadığını, düzgün ve kesintisiz bir hibrit tabakanın önemli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalara göre, derin dentin dokusu daha fazla dentin tübülleri içerir ve bu bölgede daha fazla rezin tag oluşur (176, 177).

Sunico ve arkadaşlarına göre, rezin-dentin ara yüzeyinin bağlantı dayanıklılığını sadece kullanılan adeziv sistem belirlemez. Dentinin yüzey koşullarının değiştirme yöntemi ve restoratif madde de etkilidir. Çehrel ve arkadaşları, hibrit tabakanın oluşum veya kalınlığının bağlantı dayanıklılığına etkisinin kesin olmadığını belirtmiştir. Bununla beraber; Nakabayashi'ye göre, bağlantı dayanıklılığına rezin taglar, hibrit tabaka oluşumu ve yüzey adezyonu etkenlerinden herhangi biri veya hepsinin etkili olabileceğini belirtmiştir (173, 178, 179).

Sano ve arkadaşları demineralize dentine yetersiz rezin infiltrasyonunun adeziv rezinin zayıf polimerizasyonuna neden olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca rezindeki düşük moleküler ağırlıklı oligomerlerin varlığı ile dentin içerisindeki suyun, hibrit tabakasına ve adeziv - hibrit tabakası birleşim yerine tesir ettiğinden bahsetmişlerdir (180).

Rezin simanlar, pürüzlendirilmiş diş dokusuna bağlayıcı ajanları vasıtasıyla bağlanır. Rezinle güçlendirilmiş hibrit tabaka, dentin yüzeyine mikro-mekanik retansiyon ile bağlanır. Hibrit tabakanın üzerindeki adeziv tabaka ise polimerizasyon gerilimlerine karşı koyarak absorbe eder ve hibridize dentinin bütünlüğünün korunmasına yardımcı olur (173, 181).

Rezin simanların bağlanma dayanımını araştıran çalışmalarda genellikle seramik ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanıklılığı incelenmiştir (182-185). Tam seramik ya da veneer kuronlar mine ya da dentinle bağlandığından bu durum normal klinik uygulamayla çelişmektedir. Çünkü; diş-siman-seramik bağlantısına ağız içinde gelen kuvvetler kompleks yapıdadır ve saf bir vektörel kuvvet değildir.

Graiff ve arkadaşları (186) dentin ve feldspatik seramik materyal arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine iki farklı dual-cure (kimyasal ve ışık ile polimerize) rezin simanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, simantasyonda kullanılan rezin simanların feldspatik seramik materyal ile dentin arasında ideal bir bağlanma dayanımı sağladığını ve rezin simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Altıntaş ve arkadaşları (187) ısı ile preslenen seramik materyalin (IPS Empress) dentine makaslama bağlama dayanımı üzerine 4 farklı rezin simanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, simantasyonda kullanılan rezin simanların bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde etkilediğini belirtmişlerdir.

Ayad ve arkadaşları (188) yaptıkları çalışmada ısı ile preslenen seramik materyalin (IPS Empress) mineye en yüksek makaslama bağlanma değerini 14.7 ± 0.6 MPa, dentine en yüksek makaslama bağlanma dayanımı ise 8.2 ± 1.5 MPa bulmuşlardır.

Braga ve arkadaşları (189), sığır dentini ve feldspatik porselenler arasındaki dual-cure rezin simanların bağlanma dayanıklılığını incelemişlerdir. Çalışmalarında 15 dakika, 4, 12, 24 saat ve 7 gün sonundaki bağlanma dayanıklılığı değerlendirilmiştir. Dual-cure rezin simanların 24 saat ve 7 gün sonraki kesme dayanıklılık değerleri 15 dakika sonraki değerlerden daha yüksek bulunmuştur.

Price ve Hall (190) yaptıkları çalışmada altı bağlayıcı sistemin 10 dakika ve 24 saat sonraki makaslama bağ kuvvetlerini incelemişler ve çalışmanın sonucunda 10 dakika sonraki bağlanma kuvvetlerinin 24 saat sonraki bağlanma kuvvetlerine göre belirgin derecede az olduğunu bildirmişler ve klinisyenlerin dentin bağlayıcı sistem seçimlerinde 24 saat sonraki bağlanma kuvvetini kriter olarak almaları gerektiği kanısına varmışlardır. Araştırmaların çoğunda testler yapıştırma işleminden 24 saat sonra yapılmıştır. Ayrıca dual-cure rezin simanların final polimerizasyonu 24 saat sonra tamamlanmaktadır. Biz de çalışmamızda yapıştırmanın ardından 24 saat sonra termal yaşlandırma işlemi uyguladık ve ardından örnekleri kırma işlemi uyguladık. Bu 24 saatlik bekleme sürecinde örnekleri oda sıcaklığında distile suda beklettik.

Adeziv indirekt restorasyonlar diş hekimliğinde önemli tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır. Tam seramik restorasyonların başarısızlığındaki iki ana neden, kırılma ve bağlantı yetersizliğidir (191). Seramik materyallerin mine ve dentin ile bağ kurması indirekt restoratif maddelerin dayanımını ve sistemin mekanik bütünleşmesini artırmakta böylelikle kırık riskini azaltmaktadır. Buna ek olarak adeziv bağlanmanın kararlı bir yapı göstermesi restorasyon kenarındaki mikrosızıntının elimine edilmesi ve sekonder çürük oluşumunun engellenmesini de sağlayarak restorasyonların klinik başarısını olumlu yönde etkilemektedir. Bu uygulamalarda kullanılan rezin materyallerin sınırlamaları ile endikasyonlarını bilimsel verilerle ortaya koymak ve adeziv bağlanmayı anlamak restorasyonların daha uzun süre işlev görmesi için önemli bir koşuldur.

Bu tip restorasyonlarda klinik başarıyı arttırmak için üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı rezin simanlar sıklıkla kullanılır (192-194). Tam seramik restorasyonlar, rezin simanlarla yapıştırıldıklarında kırılma dayanıklılıkları artar. Çünkü, rezin siman restorasyon iç yüzeyinde bulunan çatlak ve düzensizlikleri doldurur, çatlakların ilerlemesini durdurur (195, 196). Seramik - rezin siman - dentin ara yüzeyi birlikte hareket eder ve bir kompozit yapı gibi davranır. Seramiğe gelen kuvvetler rezin siman aracılığı ile dentine, yani diş dokusuna daha homojen aktarılır (10, 193, 197, 198). Resin simanlar anterior bölgede estetik avantajlarından ve renk

seçeneklerinin fazla olmasından dolayı tercih edilirken posterior bölgede estetik beklentiler anterior bölgedeki kadar ön planda değildir.

Yüksek dayanıklılıktaki tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanların yanında akışkan kompozit ve ön ısıtmalı kompozitler de kullanılabilir.

Geleneksel kompozitler ile kıyaslandığında akışkan kompozitlerin doldurucu içeriği %50 oranında azalmıştır. Bu yüzden akışkan kompozitlerin mekanik özellikleri konvansiyonel kompozitlerin %60-70'i kadardır. Bu durumda malzemenin vizkozitezi azalır ve şırınga ile uygulanabilir hale gelir (144).

Akışkan kompozitlerin en önemli avantajları yüzeyi ıslatabilme kabiliyetlerinin yüksek olması nedeniyle yüzeydeki düzensizliklere iyi penetre olmalarıdır. Minimum kalınlıkta bir tabaka oluşturulabilirler. Esnek olmaları sebebiyle özellikle stres birikimi olan servikal bölge restorasyonlarında kullanılabilirler. Radyopak ve farklı renk seçenekleri mevcuttur (146).

Akışkan kompozitlerin çok fazla kullanım alanı vardır. Koruyucu rezin restorasyonlarda, pit ve fissur örtücü olarak, kavite örtücü olarak, abfraksiyon lezyonlarında, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, kompozit ve amalgam kenarlarının ve küçük porselen kırıklarının tamirinde, fiber postların yapıştırılmasında kullanılmaktadır(144). Ayrıca Akışkan kompozit porselen ve kompozit rezin veneerlerin yapıştırılmasında da önerilmektedir (199).

Barceleiro ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sığır mine dokusuna felspatik porselen örnekleri yapıştırırken dual-cure rezin siman ve light-cure akışkan kompozit ajanları kullanarak yapıştırmışlar ve örneklerin bağlanma dayanımlarının benzer olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışmadaki klinisyenler akışkan kompoziti kalınlığı 2mm'yi geçmeyen porselen lamina veneerlerin yapıştırılmasında alternatif olabileceği önerisinde bulunmuşlardır (200).

AO Spazzin ve arkadaşlarının (148) yaptığı çalışmada porselen örnekler iki akışkan kompozit (Filtek Z350 Flow ve Tetric-N Flow) ve 3 farklı rezin siman (Variolink Veneer ,Variolink II) kullanılarak yapıştırılmıştır. Farklı yapıştırma ajanları kullanılarak

yapılan çalışmada akışkan kompozit ve rezin simanların mekanik performanslarının benzer olduğu sonucuna varılmıştır.

Radek ve arkadaşları yaptıkları çalışmada IPS e.max press'ten hazırlanan örnekler 3 farklı yapıştırma ajanı ile akışkan kompozit (Harvard Premium Flow), ön ısıtmalı kompozit (Enamel Plus HRi) ve rezin siman (RelyX Ultimate) kullanılarak yapıştırılmıştır. Ön ısıtmalı kompozit rezinin diğer gruplardan daha yüksek marjinal adaptasyona sahip olduğu bulunmuştur (201).

Literatürde seramiklerin yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlara alternatif olarak gösterilen akışkan kompozitleri biz de bu çalışmada kullandık. Bu çalışmada 3 farklı akışkan kompozit materyalini (G-aeniel Universal Flow, Herculite XRV Flow, Vertise Flow) kullanıp bağ dayanımlarını değerlendirdik. Total etch protokol ile yapıştırılan G-aeniel Universal Flow ve Herculite XRV Flow'un bağ dayanımlarını yüksek bulurken self adeziv olan Vertise Flow'un bağ dayanımının oldukça düşük olduğunu gözlemledik. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar da literatürdeki bulguları desteklemiş ve akışkan kompozitlerin cam seramiklerin yapıştırılmasında alternatif olabileceği düşünülmüştür.

Son zamanlarda, ön ısıtmalı rezin kompozitler restorasyonların performansının geliştirilmesinde yapıştırma amaçlı rezin simanlara alternatif olarak önerilmektedir. Yüksek doldurucu içerikli rezin kompozitlerin kullanılması bir takım faydalar sağlamaktadır. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda önceden ısıtılan kompozitlerin kullanıldığı birçok çalışmada uzun dönem kullanımda faydalarını göstermişlerdir (143). Bunlar; rezin simanlar ile kıyaslandığında daha iyi mekanik özelliklere sahip olması, kimyasal reaksiyonun olmamasından dolayı rengin stabil olması, yüksek inorganik içeriğinden dolayı aşınmaya karşı dirençli olması, ısıtılması ile materyalin dönüşümü arttıkça ışık ile polimerizasyon etkinliğinin artması ve buna bağlı olarak daha az artık monomer oluşumu ile alerjik reaksiyon riskinin minimuma indirilmesi ve daha az mikrosızıntı olduğu ve buna bağlı olarak dişe daha iyi adapte olduğu şeklinde açıklanmıştır (130-133, 136).

Mathias ve arkadaşlarının (202) yaptıkları çalışmada cam seramik örneklerin dentin yüzeyine yapıştırılmasında 3 farklı rezin kompoziti (Tetric EvoCeram, Filtek

Supreme XT, Venus) 4 farklı sıcaklıkta (25, 37, 54, 68 °C) ön ısıtma ile kullanmışlar ve bağ dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda ön ısıtılmalı rezin kompozitlerin tam seramiklerin yapıştırılmasında kullanımını tavsiye etmişlerdir.

Kompozit rezinlerin yapıştırma ajanı olarak kullanıldığı diğer çalışmalarda kırma testi değerleri 11,8-24,6 MPa değerleri arasında olduğu gözlemlenmiştir (202-206).

Bu çalışmada ön ısıtılmalı kompozit rezin olarak kullandığımız Enamel Plus HRI'ya ait bağlanma dayanımı 4,84 MPa olarak bulunmuştur. Bununla birlikte çalışmalarda kullanılan malzemelerin farklı olması, yüzey işleme, parlatma, asitlemeden önce aşındırma, kırma testinde kullanılan çapraz kafa hızı veya saklama koşulları gibi birçok parametre standart değildir ve tüm bunlar bağ dayanımı sonuçlarını etkilemektedir.

Marco ve arkadaşları (207) yüzey kırılma tiplerini değerlendirdikleri çalışmalarında lityum disilikat lamina veneerlerin yapıştırılmasında rezin siman (Variolink Esthetic LC) ve 40 °C 'ye ısıtılmış kompozit rezin (Enamel Plus HFO) kullanmışlardır. Ön ısıtılmalı kompozit rezinler ile yapıştırılan örneklerin rezin siman ile yapıştırılanlara göre kırma dayanımlarının anlamlı derecede yüksek olduğunu söylemişlerdir. Çalışmada kompozit rezin ile yapıştırılan örneklerde sadece aşınma görülürken rezin siman ile yapıştırılanlarda fasetlerde kırılma ve ayrılma gözlemlenmiştir.

Luis ve arkadaşlarının (208) yaptıkları bir okluzal venter çalışmasında güçlendirilmiş seramik Empress CAD, e.max CAD, Paradigm MZ100 ve XR komposite rezin blok dan oluşan dört farklı CAD/CAM restoratif materyalini kullanmışlardır. Yapıştırma işlemini de bir ön ısıtılmalı kompozit olan Filtek Z100 (3M ESPE) ile 68 °C ısıtarak gerçekleştirmişlerdir. Örneklerin sağ kalım oranlarını değerlendirmişlerdir.

Marcelo ve arkadaşlarının (207) yaptıkları çalışmada bir rezin siman (RelyX ARC) ve iki tane kompozit rezinin (Venus ve Z250 XT) yapıştırma için kullanıldığı çalışmada mikroçekme bağlanma dayanımına bakılmış ve 2 mm kalınlığındaki restorasyonları yapıştırırken kullanılan Z250 XT'nin bağlanma dayanımının diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Yapıştırma materyalinin önceden

ısıtılması materyalin vizkozitesini azaltıp ince bir yapıştırma tabakası oluşturup adeziv yüzey ve yapıştırma ajanı arasında yakın temas sağladığı sonucuna varılmıştır (140).

Biz de bu çalışmada üretici talimatlarına uygun olarak Enamel Plus HRi dentin rezin kompozitini 55°C'de akışkan hale getirerek yapıştırma ajanı olarak kullandık.

Günümüzde, kullanımı kolay, teknik hassasiyet gerektirmeyen ve ayrıca mine ve dentine ideal bağlantı gösteren adeziv sistemler bulunmaktadır. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar; mineye makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin 20-30 MPa arasında olduğunu gösterirken, dentine olan makaslama bağlanma dayanımını ise 15-20 MPa arasında olduğunu göstermiştir (90, 209). Klinik olarak bağlanma kuvveti değerlerinin 20 MPa ya da üzerinde olması yeterli kabul edilmektedir (149). Al-Salehi ve arkadaşları (86) incelemelerinde, kırma testlerinde elde edilen maksimum ortalama değer 16,19 MPa, minimum ortalama değer 5,87 MPa'dır. Gerilme testlerinde elde edilen maksimum ortalama değer 12,68 Mpa, minimum ortalama değer 3,83 MPa olarak bulunmuştur. Kırma testi değerlerinin ortalaması 12,97 MPa, gerilme test değerlerinin ortalaması 9,2 MPa'dır. Bu çalışmada kırma testlerinde elde edilen dentine olan makaslama bağ dayanımı ortalaması maksimum 15,42 MPa ile G-aeniel Universal Flow' da iken en düşük ortalamanın ise 0,83 MPa ile Maxcem Elite Choroma (SA) da görülmektedir.

Hikita (210), Linkmax, Nexus 2, Panavia F, RelyX Unicem ve Variolink II rezin simanları mine ve dentine bağlanma etkinliklerini μ TBS değerlerine göre karşılaştırmıştır. Elde ettiği sonuçlara göre RelyX Unicem (15.9MPa), Linkmax (15.4MPa), Panavia F (17.5MPa) ve Nexus 2 (22.3MPa) simanların dentine eşit bağlanma etkinliği gösterdiğini fakat Variolink II'nin (1.1MPa) beklenenin aksine diğer simanlardan anlamlı bir şekilde düşük bağlanma gösterdiğini bulmuştur. Bizim çalışmamızda da total etch gruptaki Variolink DC bağlanma dayanımı ortalaması 3,15 MPa bulunmuş ve total etch gruptaki diğer malzemeler ile kıyaslandığında beklenenin aksine düşük bağlanma değerleri göstermiştir.

Makishi (211), iki farklı simanın (RelyX Unicem ve Panavia F2.0) dentine bağlanma yeteneklerini karşılaştırmak için yaptığı araştırmada RelyX Unicem (24,9±4.8MPa) ve Panavia F2.0 (26,16±5.3MPa)'nın mikromakaslama bağ dayanımları

arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. Aynı şekilde Johnson (212) da RelyX Unicem (16,1MPa) ve Panavia F2.0 (17,2MPa)'nın arasında bağ dayanımı açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. D'Arcangela ve arkadaşları (213) seramik ve kompozit indirekt restorasyonların total etch (CoreXFlow ve EnaCem), self etch (PanaviaF 2.0) ve self adeziv simanlarla (RelyX Unicem) simantasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında kompozit indirek restorasyonların simantasyonu için total etch stratejiyi tavsiye ederken self etch (PanaviaF 2.0) ve self adeziv simanlarla (RelyX Unicem) sistemler arasında bağ dayanımı açısından fark olmadığını (PanaviaF 2.0/18,29MPa ve RelyX Unicem/19,33MPa) bildirmiştir.

Lührs ve arkadaşları (214) mine ve dentine self adeziv ve total etch adeziv rezin simanlarla yapıştırılan cam seramik materyallerin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında self adeziv rezin simanların daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Zhang ve Degrange (215) farklı restoratif materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine total etch (Variolink), self etch (Multilink Automix) ve self adeziv (RelyX Unicem, Multilink Sprint, Maxcem) rezin simanların etkisini inceledikleri çalışmalarında, total etch ve self etch adeziv rezin simanların self adeziv rezin simanlardan daha iyi bağlanma dayanımı sağladıklarını belirtmişlerdir. Ayrıca, en düşük bağlanma dayanımı değerlerinin Maxcem grubunda elde edildiğini ve diğer iki self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımı değerlerinin restoratif materyalin yapısına göre değişiklik gösterdiğini belirtmişlerdir.

Toman ve arkadaşları (216) lityum disilikat cam seramik materyallerin dentine bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, total etch adeziv rezin simanların self etch ve self adeziv rezin simanlardan daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Aksine, Guo ve arkadaşları (217) seramik materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımına total etch (RelyX ARC) , self etch (Clearfill DC Bond) ve self adeziv rezin (RelyX Unicem) simanların etkisini inceledikleri çalışmalarında, üç farklı protokoldeki siman arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir ve en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini self adeziv rezin simanın

kullanıldığı, en düşük bağlanma dayanımı değerlerini ise self etch adeziv rezin simanın kullanıldığı örneklerde bulmuşlardır. CAD/CAM seramik kronların yapıştırılmasında Clearfill DC ve RelyX Unicem'in başarılı bağlanma değerlerine ulaştığı sonucuna varılmıştır.

Pekkan ve arkadaşları (218) ise yaptıkları çalışmada, cam seramik materyallerin dentine simantasyonunda, total etch adeziv rezin simanların self etch rezin simanlardan daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Daha önceki pek çok çalışmada (219-224) self etch adeziv sistemlerin total etch adezivlerle kıyaslandığında daha düşük bağlanma etkinliği gösterdikleri rapor edilmiştir.

Bununla birlikte literatürde self etch sistemlerini total etch sistemleriyle benzer bağlanma etkinliğinin rapor edildiği çalışmalar da vardır (225-229).

Sabatini ve arkadaşları (230) simanların bağlanma dayanımının protetik materyale bağlı olarak değiştiğini ve bundan dolayı siman seçiminin tercih edilen protetik materyale göre yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada da kırma testi sonuçlarına göre dentine en yüksek bağ dayanımının total etch sistemlerde görülmüş ve sırası ile G-aeniel universal flow (15,42 MPa), G-cem Link Force (12,69 MPa), Herculite XRV Ultra Flow (11,52 MPa) birbirine yakın bağ dayanımı gösterirken; ardından Enamel Plus HRI (4,84 MPa) ve Variolink DC (3,15 MPa) bağ dayanımları görülmüştür. Çalışmada kullanılan self etch sistemlerde ise sonuçlar Panavia V5 (3,69 MPa), Maxcem Elite Choroma(SE) (3,91 MPa) olarak bulunmuştur. Self Adeziv grubunda ise Vertise Flow (1.87 MPa) ve Maxcem Elite Choroma (SA) 0.83 (MPa) olarak bulunmuştur. Self adeziv grubunun bağ dayanımının oldukça düşük olduğu gözlemlenmektedir.

Hafif self etch adezivler kollajen fibrillerin etrafında önemli sayıda hidroksiapatit kristalleri bırakarak dentini kısmen demineralize ederler. Böylece, bu adezivlerin yapısındaki fonksiyonel monomerler kollajen fibrillerin etrafında kalan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlanma oluşturur (168, 231, 232).

Rezin simanların en önemli dezavantajı total etch ya da self etch adeziv sistemlerle birlikte kullanılmasıdır. Self etch sistemler kullanımlarının kolay olması nedeniyle diş hekimleri arasında daha çok tercih edilmektedir ama genel olarak total etch sistemlere göre daha düşük bağlanma dayanımı göstermektedirler. Bu yüzden, üç aşamalı total etch sistemleri altın standart olarak kabul edilmektedir. Rezin simanların simantasyonundan önce, asitleme, primer ve adeziv uygulama gibi ön işlemlerin yapılması zaman alıcıdır, karışıktır ve teknik hassasiyet gerektirmektedir. Bundan dolayı, self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (2, 233, 234).

Self adeziv rezin simanlar ise mineralize doku ile yüzeysel olarak etkileşime girmektedir. Bu etkileşim mikro mekanik kilitlenmeden ziyade kimyasal bir etkileşim olduğu için hibrit tabakada rezin tag oluşumu gözlenmez (215). Bu durum, rezin siman-diş ara yüzeyindeki uzun rezin tag yapısından yoksun ya da rezin tag yapısının mevcut olmadığı, düz ve yüzeysel bir etkileşimin olduğu SEM görüntülerini açıklamaktadır.

Self adeziv rezin simanlar, kompozit rezinlerin, kendinden asitli rezinlerin ve bazı vakalarda geleneksel simanların özelliklerini birleştiren hibrit materyallerdir. Self adeziv rezin simanların en büyük avantajı, asitleme ya da adeziv uygulaması olmaksızın restoratif materyallere ve diş dokularına adezyon sağlamasıdır. Bundan dolayı, self-adeziv rezin simanlar tek aşamada uygulanabilir ve bu simanların kullanılmasıyla post-operatif hassasiyetin görülmesi azaltılabilir (120, 235). Self adeziv rezin simanların geleneksel adeziv rezin sistemlere göre iyi bir tedavi seçeneği olup olmadığı hususunda sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Biz de tam seramik restorasyonların yapıştırılmasındaki etkinliklerini kıyaslayabilmek için self adeziv yapıştırma simanı ve self adeziv kompozitleri de çalışmamıza dahil ettik. Klinik uygulamada kullanım kolaylığı sağlayan self-adeziv tip rezin simanların çalışmamızın sonuçlarına göre tam seramik simantasyonu için uygun bir alternatif olmadığı düşünülmektedir.

Diş-rezin siman-seramik birleşiminde rezin siman ve diş arasındaki adezyon için mine ve dentin yüzeylerine yapılan hazırlıklar kadar rezin siman ve seramik arasındaki bağlanmayı arttırıcı işlemler de önemlidir. Seramik ile rezin siman arasındaki

bağlantıyı sağlamak için, mikro mekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanma olmak üzere, başlıca iki yöntem vardır. Mikro mekanik kilitlenme asit uygulaması ya da kumlama ile oluşturulurken, kimyasal bağlanma ise silan bağlayıcı ajan ile sağlanır (10, 236, 237).

Seramik yüzeylere farklı nitelikte fiziksel ve kimyasal yüzey hazırlığı işlemleri uygulanmaktadır. Silan primerlerinin farklı kimyasal bileşimi ve farklı bağlanma mekanizmaları nedeniyle primerlerin seramiklere uygulanan yüzey işlemleri ile uygun kombinasyonlarının seçilmesi gerektiği literatürde bildirilmiştir (238). Rezin simanlar ile lityum disilikat cam seramikler arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalarda seramik yüzeyine hidroklorik asit ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir (51, 239, 240).

Seramik ile HF asit dahil olmak üzere pek çok farklı asidin tepkime kinetiği sadece seramik yüzeyine asitin uygulandığı süre ve asit derişiminden etkilenmemektedir. Aynı zamanda seramik substratın fiziksel yapısından da etkilenmektedir. Bu nedenle yüzey hazırlığı uygulaması ve adezyon farklı kimyasal veya fiziksel yapılara sahip seramik maddelerinde de incelenmelidir. Bu sayede ilgili seramik maddesi için en uygun pürüzlendirme ajanı, bunun derişimi ve uygulama zamanı ortaya konabilecektir (155).

Kumlama ya da asit uygulanması seramiğin daha zayıf olan cam fazını çözerek, madde kaybına neden olur. Asitle pürüzlendirme işleminde; hidroklorik asidin seramiğin yapısındaki silisyum dioksit ile reaksiyona girmesi neticesinde seramiğin cam fazını aşındırarak yüzeydeki kristalleri uzaklaştırmasının, uygulanan asidin asit derecesinden daha önemli olduğu görülmektedir (241).

IPS e.max CAD'in üreticisi simantasyon öncesinde kumlamaı değil seramik yüzeyine HF asit uygulanmasını önermektedir. Buna karşın fosforik asit uygulanması seramik yüzeyinde herhangi bir aşınma meydana getirmemekte sadece seramik yüzeyindeki olası kontaminasyonu ortadan kaldırmaktadır (242). Bu çalışmada üretici firmanın talimatlarına uygun olarak e.max CAD seramik yüzeyine %5'lik HF asit 20 sn süre ile uygulanarak yüzey pürüzlendirmesi yapılmıştır. Adeziv bağlanmada seramik yüzeyin enerjisini yükseltip ıslanabilirliğini arttırmak amacıyla seramik primer

kullanılmaktadır. Bu amaçla çalışmamızda kullanmayı seçtiğimiz seramik primer, Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray) da seramik yüzeyine HF asit uygulaması sonrasında kullanılmaktadır. Bu sayede her bir seramik örneğe aynı yüzey işlemleri uygulanarak seramik örneklerin yüzeyinin standardize hale getirilmesi amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda silan bağlı ajanların, rezin esaslı kompozitler ve seramik yüzeyindeki silika arasında kimyasal kovalent bağlar oluşturur (161). Çift bağa sahip bir fonksiyonel molekül olan silan bağlayıcı ajanın, inorganik grubu seramik materyalin silanol grupları ile bağlantı oluştururken, organik grubu ise rezin simanın metakrilat grupları ile bağlantı oluşturur. Ayrıca, asitlenmiş seramik yüzeyine silan uygulamasının mikromekanik kilitlenme sağlayarak bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (10, 241).

Seramik üreticilerin bazıları silan-seramik primer uygulamasının ardından hidrofobik bir adeziv tabakanın uygulanmasını düşük vizkoziteleriyle özellikle BIS-GMA temelli rezin maddelerinin yüzey ıslanabilirliğini artırdığı iddiasıyla önermektedir fakat yüzeyler arasında bu ajan kullanılmaksızın parmakla bastırma sonucunda bile doğrudan ve çok yakın temas sağlandığı bildirilmiştir (61). Adeziv ara yüzünde silana ek olarak adeziv ajan kullanımının bu tabakanın kalınlığını artırmasından ve sonuç olarak restorasyon kenarlarındaki kapanmada bozulmalara ya da renk değişimlerine neden olmasından da endişe edilmektedir. Bu endişelere bağ kuvvetinin azalması da eklendiğinde seramik-rezin bağlantı ara yüzünde adeziv ajan kullanımı tasviye edilmemektedir (243). Bu çalışmaların sonuçlarına göre seramiklerin bağlanmasında asitle pürüzlendirmenin ardından silan (seramik primer) uygulanmasının yeterli olduğu ifade edilmiştir (25, 45, 61, 161). Bu bağlamda yaptığımız çalışmada seramik primer tek başına seramik yüzeyine uygulanmış ek olarak hidrofobik bir adeziv kullanılmamıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda; kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan (light-cure) ve hem ışık ile hem kimyasal olarak polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar kullanılabilir. Tam seramik simantasyonunda kimyasal olarak sertleşen rezin simanların kullanılması, çalışma ve polimerizasyon sürelerinin hekim tarafından kontrol edilememesi ve içeriklerindeki

tersiyer aminlerin ağız ortamında renklenmesi nedeni ile uygun değildir. Işıkla sertleşen rezin simanlar, daha iyi renk stabilitesine sahiptirler ve çalışma süreleri daha uzundur. Ancak ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonu, restorasyonun ışık geçirgenliğinden etkilenmektedir. Restorasyonun kalınlığına ve porselenin ışık geçirgenliğine bağlı olarak polimerizasyon işlemi sırasında ışığın bir kısmı porselen tarafından absorbe edilmekte ve polimerizasyon olumsuz yönde etkilenmektedir (266).

Işıkla ve kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar, tam seramik restorasyon uygulamalarında kullanılabilir ancak bazı dezavantajları vardır. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların çalışma süreleri kısadır ve kontrolü güçtür. Erken polimerizasyonları, restorasyonun tam oturmamasına yol açabilir. Işıkla sertleşen rezin simanlar, seramiğin ışık geçirgenliğinden etkilenir. Genellikle laminate veneer restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır. Restorasyon kalınlığı arttıkça polimerizasyon miktarı azalır. Dual-cure rezin simanların çalışma süreleri uzundur ve kontrol edilebilir. Ancak sertleşmelerinde ışık yoğunluğu, ışığın uygulanma süresi ve uygun dalga boyunun seçimi önemlidir (244).

Yapılan çalışmalarda, tam seramik restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiğinde, dual-cure rezin simanların kullanımı önerilir. Her tip tam seramik restorasyon da aynı ışık geçirgenliğine sahip değildir. Örneğin; zirkonya ve alumina esaslı tam seramikler, kalınlıkları 0,5 -0,7 mm olsa bile, ışıkla sertleşen rezin simanlarla kullanıldıklarında, ışık geçirgenlikleri az olduğu için simanın polimerizasyonu tamamlanamaz. Zirkonya ve alumina esaslı tam seramiklerin simantasyonu adeziv simanlar ile yapılacaksa, dual-cure rezin simanlar kullanılmalıdır. Yetersiz polimerizasyon; rezin simanın renk stabilitesi, su emilimi, sertlik ve dayanıklılık gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir (245-247).

Shade ve arkadaşları (247) adeziv rezin simanların polimerizasyonunun self-cure yerine dual-cure olarak yapılması durumunda dentine bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca farklı rezin simanlarla simante edilen lamina veneer restorasyonlarda mikrosızıntının değerlendirildiği bir

çalışmada en az mikrosızıntının dual-cure rezin siman ile yapıştırılan örneklerde olduğu görülmüştür.

Biz de bu çalışmamızda light-cure ve dual cure ile polimerize olan adeziv rezin sistemlerini kullandık. Çalışmamızda light-cure olan Enamel Plus HRI Dentin gibi kompozit rezini ve G-Aeniel Universal Flo, Herculite Xrv Ultra Flow , Vertise Flow gibi akışkan kompozitleri kullandık. Klinik uygulamalarda yüksekliği 2 mm'yi geçen tam seramik restorasyonlarda dual-cure rezin siman kullanılması önerilmektedir. Çalışmada kullandığımız örneklerin kalınlığı 3 mm olmasına rağmen; çaplarının 3 mm olması sayesinde farklı yüzeylerden yakın ışınlama yapabilmesinin mümkün olacağı düşünülmüştür. Ancak elde ettiğimiz değerlerin diğer çalışmalarda elde edilenlerden daha düşük olması bizim örneklerimizin daha kalın olmasından kaynaklanabileceği sonucunu da düşündürebilir.

Restorasyona gelen okluzal kuvvetler kesme, gerilme, basma ve bükülme gibi kuvvetlerin karışımından oluşur (86, 87, 248). Ancak ağızdaki herhangi bir restorasyonun, bu kuvvetlerden sadece birine doğrudan maruz kalması klinik olarak pek mümkün değildir. Çünkü restorasyonlara gelen ağız içi kuvvetler, bu gerilim tiplerinin hepsini birden oluşturur. Çiğneme kuvvetlerinden dolayı, dentin - rezin siman - seramik ara yüzeyindeki bağlantı dayanıklılığına farklı tip kuvvetlerin etkisi vardır (6, 249-251). Dolayısıyla restorasyon ve altındaki yapıştırıcı maddenin bu gerilimlere dayanıklı olması gerekir. Eğer bu gerilimler maddenin dayanıklılığını aşarsa bu seramik - rezin siman - diş ara yüzeylerinin oluşturduğu bileşik yapı bozulur (195, 209, 252). Dayanıklılık testlerinde ise seramik ve rezin simanlar arası bağlantı dayanıklılığı çoğunlukla incelenmiştir (253-256). Ancak seramik - rezin siman - diş ara yüzeylerinden oluşan bileşik yapı, seramik -rezin siman ve rezin siman - diş ara yüzeyleri arasındaki yapıdan farklıdır.

Bu tez çalışmasındaki amaç da seramik-rezin siman arasındaki bağlanmayı standardize hale getirip kullanılan farklı adeziv sistemlerin ve uygulamalarının seramik-rezin siman-dentinden oluşan bu birleşik yapıyı nasıl etkilediğini gözlemektir.

Dentine bağlantı dayanıklılığı ile ilgili kopma tipleri değerlendirildiğinde, çalışmalarda % 2 adeziv, % 14 koheziv, % 26 adeziv-koheziv kopma olduğu ancak çalışmaların % 58'inde kopma tipinden bahsedilmediği belirtilmiştir (257). Kitosako ve arkadaşları (258) üç rezin simanın dentine, 1 gün, 6 ay, 1 ve 3 yıl sonraki kesme bağlantı dayanıklılıklarını inceledikleri in-vitro çalışmalarında, dentinde adeziv - koheziv kopma karışımı ve dentinde zamana bağlı olarak artan oranda koheziv kopmaya rastlamışlardır. Bunun nedenini primer uygulama safhasında demineralize dentine rezin infiltrasyonunun tam olmamasını göstermişlerdir. Bundan dolayı, dentindeki koheziv kopmanın, sağlam dentinin üzerinde, hibridize dentinin altında kalan demineralize dentinde meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Feldspatik porselen ve sıgır dentini arasında kesme dayanıklılığını inceleyen bir çalışmada, kopma ya dentin-adeziv arasında ya da adeziv tabaka içinde meydana gelmiştir (189). Çoğu çalışmada kopma tiplerinin incelenmesi ışık mikroskobu ile yapılmıştır.

Bağlantı alanında daha az bir kısımda adeziv başarısızlık ve daha fazla hacimde koheziv rezin siman kırığının birlikte görülmesi en üstün nitelikli bağlanmanın ve testte kuvvet dağılımının türdeş olduğunun işareti şeklinde yorumlanmıştır. Aynı çalışmada koheziv başarısızlık oranı nispeten fazla olan gruplarda bağ kuvveti değerinin de fazla olduğunu ya da bağ dayanımı değeri arttıkça başarısızlık tipinin rezin siman içinde koheziv modda olduğunu bildirmiştir. Daha düşük bağlantı dayanımı değerlerinde ise başarısızlık tipinin adeziv olduğunu bildirmiştir. Aynı araştırmacı adeziv arayüzde geliştirilmiş yöntemlerle adezyon sağlandığında bağ dayanımı değerinin rezin simanın koheziv dayanım değerlerinin üzerine çıkabildiğini ileri sürmüştür. Bu durum kırılma direnci ile kırılma paterni arasında doğrudan bir ilişkinin göstergesi olabilir (259).

Bu çalışmada; bağlanma dayanımı düşük olan örneklerde kırılma tiplerinin çoğunlukla adeziv kopma olduğu gözlemlenmiştir. Kirma testi uygulanmadan önce kopan örneklerde çok büyük oranda adeziv başarısızlık olduğu da görülmektedir.

Hashimoto (260) uzun dönemde adeziv bağlantıda meydana gelen değişimleri araştırdığında ara yüzde gözlemlendiği suyun zamanla arttığını ve bu suyun hibrit

tabakadaki rezin-dentin bağlarının bozunmasının bir belirtisi olabileceğini bildirmiştir. Adeziv bağın oluşması sırasında kollagen ağ içine rezinin tam olarak infiltre olamaması hibrit tabakada demineralize dentinin açıkta kaldığı alanların oluşmasına neden olur. Açıkta kalan kollajen fibrillerinin zamanla ara yüzde artan su ile hidrolitik bozunmaya uğrayacağı ve bağ dayanımında azalma olacağı tahmin edilmektedir (261-265).

Bağ dayanımının mekanik olarak değerlendirildiği çalışmalarda olduğu gibi ağız içi koşulların nanosızıntıya olan etkisinin araştırıldığı pek çok çalışma bulunmaktadır. Li ve arkadaşları (266, 267) nanosızıntıyı etkileyen ağız içi faktörleri araştırdıkları çalışmalarında termal (5-55°C/1500 döngü) ve mekanik (90N/5000 döngü) yaşlandırma sonrası nanosızıntının değerlendirilmesi için FE-SEM görüntüleme yöntemini kullanmışlardır. Çalışmalarının sonucunda kullandıkları adeziv sistemlerin nanosızıntıyı önleyemediğini fakat termal ve mekanik yaşlandırmanın nanosızıntının şekil ve boyutunu etkilemediğini bildirmişlerdir. Harper ve arkadaşları (268), termal yaşlandırma sırasında rezin restorasyondaki sıcaklık değişimlerinin çok az olduğunu ve lineer termal genleşme katsayısının materyalin boyutsal değişikliğini çok fazla etkilemediğini bu nedenle de sızıntının sıcaklık değişimlerinden etkilenmediğini söylemiştir.

Yapılan çalışmalarda termal yaşlandırmanın bütün seramik materyallerinde bağlanmayı azaltıcı belirgin bir etkisinin olduğunu söylemişlerdir (269, 270). Bu çalışmada da 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C'lik su banyoları içerisinde 20 sn bekleme süresinde, banyolar arası transfer zamanı 10 saniye olan ısı banyosu cihazında 5000 döngü termal yaşlandırma yapılmıştır.

Çalışmamızda adeziv bağlantının doğal diş dokusu-rezin siman yönü incelenmiş, seramik-rezin siman ara yüzündeki değişkenler incelenmemiştir. Adeziv sistemlerin klinikte etkinliği tutuculuk, kenar uyumu ve klinik mikrosızıntı gibi kritik parametrelerin kaydedilmesiyle değerlendirilmelidir (271). Testin düz bir bağlantı yüzeyinde gerçekleştirilme sonucunda ağız içinde adeziv rezinler için önemli olan C faktörünün az olması gibi kısıtlamaları aşmak için testlerin dayanak dişlerin ve üzerlerindeki restorasyonun biçimlerini temsil eden örneklerde gerçekleştirilmesi, laboratuvar çalışmalarını destekleyici klinik çalışmaların gerçekleştirilmesi önerilebilir.

SONUÇ

- 1) Bu çalışmada en yüksek bağ dayanımı değerini bir akışkan kompozit olan G-aeniel Universal Flow göstermiştir.
- 2) G-cem link Force total etch sistemi ile uygulanan adezivlerden en yüksek bağ dayanımı değerini gösteren materyal olmuştur.
- 3) G-aeniel universal flow (akışkan kompozit) , G-cem Link Force (rezin siman) , Herculite XRV Ultra Flow (nanohibrit akışkan kompozit)'in bağ dayanımı değerleri diğer materyallerinkinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Bu üç materyalin kendi aralarında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.($p>0.05$)
- 4) Akışkan kompozitlerin, total etch prosedürler ile yapıştırıldığında kalınlığı 2 mm'yi geçmeyen ışık geçirgenliği olan tam seramiklerin yapıştırılmasında rezin simanlara alternatif olabileceği gösterilmiştir.
- 5) Total etch grubunda olmasına rağmen Enamel Plus HRI ve Variolink DC gruptaki diğer malzemelere göre düşük bağ dayanımı değerleri göstermiştir.
- 6) Hem self etch hem de self adeziv prosedürler ile iki farklı örnek grubunda kullanılan Maxcem Elite Choroma materyalinin self etch kullanımı self adeziv kullanımının yanında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p=0,012$).
- 7) En düşük bağ dayanımı sonuçlarının self adeziv sistemlerde olduğu gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. ULUDAMAR A, AYGÜN Ş, ÖZKAN YK. TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMENTASYONU. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;2011(2).
2. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. The Journal of the American Dental Association. 2011;142:20S-4S.
3. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Brazilian oral research. 2011;25(3):261-6.
4. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2012 Jan;21(1):28-32. PubMed PMID: 22008462. Epub 2011/10/20. eng.
5. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2008 Jul;17(5):370-7. PubMed PMID: 18355164. Epub 2008/03/22. eng.
6. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. Journal of Prosthetic Dentistry. 2001;85(1):61-6.
7. de Carvalho Ramos N, Campos TMB, de La Paz IS, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. Dental Materials. 2016;32(7):870-8.
8. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. Journal of Prosthodontics. 2016;25(6):472-7.
9. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dental Clinics. 2011;55(2):333-52.
10. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2003 Mar;89(3):268-74. PubMed PMID: 12644802. Epub 2003/03/20. eng.
11. Swift EJ, Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann H. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
12. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. The Journal of prosthetic dentistry. 2007;98(5):389-404.
13. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2010;31(9):716-20, 22, 24-5.
14. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence International. 1996;27(10).
15. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate: an indication of gold allergy? Contact Dermatitis. 1994;30(3):144-51.
16. White SN, Zhao XY, Yu Z, Li ZC, Kipnis V. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. International Journal of Prosthodontics. 1995;8(5).
17. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. International Journal of Prosthodontics. 1998;11(3).
18. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. International Journal of Prosthodontics. 1994;7(4).

19. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(5):459-66.
20. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *Journal of dentistry*. 2013;41(12):1135-47.
21. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
22. Zortuk M, Bolpaca P, Kilic K, Ozdemir E, Aguloglu S. Effects of finger pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. *European journal of dentistry*. 2010;4(4):383.
23. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(5):540-6.
24. Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990;64(6):734-9.
25. Santos Jr GC, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2009;75(5).
26. Datla S, Alla R, Alluri V, Babu J, Konakanchi A. Dental ceramics: Part II-Recent advances in dental ceramics. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(2):19-26.
27. Cheung K, Darvell B. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dental Materials*. 2002;18(2):163-73.
28. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(4):195.
29. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011;3(3):109-15.
30. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):713-27.
31. Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(5).
32. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):4-9.
33. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*. 2004;20(5):441-8.
34. Ritter RG. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(5):332-41.
35. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
36. Grossman D, editor *Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramic*. Proceedings International Symposium on Computer Restoration: State of the Art of the CEREC Method; 1991: Quintessence Publishing Co.
37. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7(1):25-45.
38. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*. 2002;46(2):405-26, viii.
39. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.

40. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*. 2001;132(9):1301-3.
41. Kamada K, Taira Y, Yoshida K, Atsuta M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dental materials journal*. 2007;26(2):240-4.
42. Sakai M, Taira Y, Sawase T. Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dental materials journal*. 2011;30(6):854-60.
43. Shimakura Y, Hotta Y, Fujishima A, Kunii J, Miyazaki T, Kawawa T. Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental CAD/CAM systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dental materials journal*. 2007;26(5):713-21.
44. McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):666-8.
45. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of dentistry*. 2007;35(4):282-8.
46. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(4):514-22.
47. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry today*. 2009;28(3):112-3.
48. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17(11):1037-42.
49. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:14S-21S.
50. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):682-4.
51. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Toksavul S, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(2):128-33.
52. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite-and lithia disilicate–based ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(1):18-24.
53. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental materials*. 2015;31(6):624-39.
54. SILVA LHd, MIRANDA RBdP, FAVERO SS, LOHBAUER U, CESAR PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31.
55. Drummond J, King T, Bapna M, Koperski R. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*. 2000;16(3):226-33.
56. Lia ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(5):597-609.
57. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(4):416-21.
58. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical oral implants research*. 2007;18:193-204.
59. de Paula Eduardo C, Bello-Silva MS, Moretto SG, Cesar PF, de Freitas PM. Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er, Cr: YSGG laser. *Lasers in medical science*. 2012;27(1):7-14.

60. Ho G, Matinlinna J. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical. 2011.
61. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(3).
62. Madina MM, Özcan M, Badawi MF. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e. max Press crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2010;19(3):200-4.
63. Ikemura K, Tanaka H, Fujii T, Deguchi M, Negoro N, Endo T, et al. Design of a new, multi-purpose, light-curing adhesive comprising a silane coupling agent, acidic adhesive monomers and dithiooctanoate monomers for bonding to varied metal and dental ceramic materials. *Dental materials journal*. 2011;30(4):493-500.
64. de CARVALHO RF, MARTINS MEMN, de QUEIROZ JRC, LEITE FPP, Oezcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental materials journal*. 2011;30(3):392-7.
65. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):453-71.
66. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *journal of dentistry*. 2010;38(1):39-43.
67. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(3).
68. Blatz MB, Richter C, Sadan A, Chiche GJ, Swift Jr EJ. RESIN BOND TO DENTAL CERAMICS, PART II: HIGH-STRENGTH CERAMICS. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2004;16(5):324-.
69. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(8):785-9.
70. de Barros Pereira CN, Bueno VTL, de Figueiredo Mota JML. The influence of silane evaporation procedures on microtensile bond strength between a dental ceramic and a resin cement. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(2):238.
71. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental materials*. 2010;26(2):e17-e23.
72. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials*. 2012;28(5):467-77.
73. Alex G. CE 1-Preparing Porcelain Surfaces for Optimal Bonding. *Compendium*. 2008;29(6):324.
74. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(6):412-7.
75. Matinlinna J, Vallittu P. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(2):1-8.
76. Tjan AH, Dunn JR, Sanderson IR. Microleakage patterns of porcelain and castable ceramic laminate veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61(3):276-82.
77. Özdemir AK. Hareketli Protezler:(Kliniğe Hazırlık): Cumhuriyet Üniversitesi; 2002.
78. Ruyter IE. The chemistry of adhesive agents. *Operative dentistry*. 1992;Suppl 5:32-43. PubMed PMID: 1470551. Epub 1992/01/01. eng.
79. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):364-79.

80. Derise NL, Ritchey S, Furr A. Mineral composition of normal human enamel and dentin and the relation of composition to dental caries: I. Macrominerals and comparison of methods of analyses. *Journal of dental research*. 1974;53(4):847-52.
81. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):104-33.
82. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000. 2-20 p.
83. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):441-58.
84. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(3):265-73.
85. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*. 2003;19(8):758-67.
86. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International*. 1997;28(11).
87. Pashley E, Tao L, Matthews W, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dental Materials*. 1993;9(1):19-22.
88. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
89. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*. 2001;17(5):445-55.
90. Swift EJ, Perdigo J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*. 1995;26:95-.
91. Nakajima M, Kitasako Y, Okuda M, Foxton RM, Tagami J. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;72(2):268-75.
92. Imazato S, McCabe J. Influence of incorporation of antibacterial monomer on curing behavior of a dental composite. *Journal of Dental Research*. 1994;73(10):1641-5.
93. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(2):135-41.
94. Roulet J-F. 7. Degradation of Posterior Composite Resins in vivo. *Degradation of Dental Polymers: Karger Publishers; 1987. p. 161-214.*
95. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental materials*. 2009;25(9):1104-8.
96. Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kois JC. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(1):27-66.
97. Simon JF, Darnell LA. CE 2-Considerations for Proper Selection of Dental Cements. *Compendium-the Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2012;33(1):28.
98. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*. 2008;54(5).

99. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2000;28(3):163-77.
100. Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit rezin esaslı yapııştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. *TDB Dergisi*. 2002;66:33-9.
101. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry*. 2011;39:e30-e6.
102. Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G, Makou M. Color stability of orthodontic adhesive resins. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(3):391-3.
103. Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):387-93.
104. Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(1).
105. Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G. Color stability of composite resin cements. *General dentistry*. 2011;59(5):390-4.
106. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Resin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 35(2):1-8.
107. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(6):515-24.
108. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De MG, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative dentistry*. 2003;28(6):700-6.
109. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dental Materials*. 1997;13(2):118-27.
110. Swift JE, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American journal of dentistry*. 1997;10(4):184-8.
111. Cheong C, King N, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay F. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: Two-step vs one-step systems. *Operative dentistry*. 2003;28(6):747-55.
112. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2003;5(4).
113. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):371-82.
114. Carvalho R, Pegoraro T, Tay F, Pegoraro L, Silva N, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *Journal of dentistry*. 2004;32(1):55-65.
115. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics*. 1994;3(3):149-57.
116. Kalender A, Onal B, Turkun M, Dalgac H, Kaytan B. Shear bond strengths of three different resin luting cements to bovine teeth. *General dentistry*. 2005;53(1):38-42.
117. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2010;22(6):412-9.
118. Salza U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(1).
119. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*. 2000;25(4):324-30.

120. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(4):295-314.
121. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Operative dentistry*. 2005;30(1):39-49.
122. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation? *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138(6):817-9.
123. Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. *American journal of dentistry*. 2002;15(6):412-6.
124. Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):50-3.
125. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(1):42-4.
126. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Komatsu M. Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(4).
127. Cekic I, Ergun G, Lassila LV, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(1).
128. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials*. 2006;22(1):45-56.
129. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(6).
130. Goulart M, Damin DF, Melara R, Conceição AdAB. Effect of pre-heating composites on film thickness. *Journal of Research in Dentistry*. 2013;1(4):274-80.
131. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(6):642-9.
132. Daronch M, Rueggeberg F, De Goes M. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of Dental Research*. 2005;84(7):663-7.
133. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dental Materials*. 2004;20(8):766-77.
134. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther U, et al. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):49-55.
135. Durner J, Wellner P, Hickel R, Reichl F. Synergistic interaction caused to human gingival fibroblasts from dental monomers. *Dental Materials*. 2012;28(8):818-23.
136. Wagner WC, Aksu M, Neme A, Linger J, Pink FE, Walker S. Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Operative dentistry*. 2008;33(1):72-8.
137. Magne P, Perroud R, Hodge JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2000;20(5).
138. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2008;3(3).
139. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *Journal of dentistry*. 2009;37(8):610-5.

140. Goulart M, Borges BV, Damin D, Bovi GA, de Souza Coelho F, Erhardt M. Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *The international journal of esthetic dentistry*. 2018;13(1):86-97.
141. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, De Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2006;18(6):340-50.
142. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, Mario F. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dental Materials*. 2007;23(10):1283-8.
143. Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, De Goes MF. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(5):314-22.
144. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.
145. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1998 May;129(5):567-77. PubMed PMID: 9601169. Epub 1998/05/28. eng.
146. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2015 Jun;9(6):ZE18-24. PubMed PMID: 26266238. Pubmed Central PMCID: PMC4525629. Epub 2015/08/13. eng.
147. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J*. 2008 Dec;53(4):325-31. PubMed PMID: 19133948. Epub 2009/01/13. eng.
148. Spazzin A, Guarda G, Oliveira-Ogliari A, Leal F, Correr-Sobrinho L, Moraes R. Strengthening of porcelain provided by resin cements and flowable composites. *Operative dentistry*. 2016;41(2):179-88.
149. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014;102(2):395-413.
150. Valandro LF, Özcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(3).
151. Asar NV, Çakırbay M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc*. 2013;30(3):162-8.
152. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Curr Res Dent*. 2012;3(1):7-17.
153. 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. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2011.
154. 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. *Operative dentistry*. 2010;35(4):420-7.
155. Çömlekoğlu ME, Dündar M, Uzel G, Güngör MA, Özpınar B. Farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin yapıştırıcı simanların seramiğe olan bağ dayanımı üzerine etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;33(3):14-22.
156. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental materials*. 1996;12(5-6):290-4.
157. Berry T, Barghi N, Chung K. Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(6):459-63.
158. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):325-7.
159. Roulet J, Söderholm K, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *Journal of Dental Research*. 1995;74(1):381-7.

160. Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ. Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American journal of dentistry*. 2007;20(4):250.
161. Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *American journal of dentistry*. 2004;17(3):169-72.
162. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(3):240-9.
163. Hashimoto M, De Munck J, Ito S, Sano H, Kaga M, Oguchi H, et al. In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials*. 2004;25(25):5565-74.
164. Hashimoto M, Fujita S, Nagano F, Ohno H, Endo K. Ten-years degradation of resin-dentin bonds. *European journal of oral sciences*. 2010;118(4):404-10.
165. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385-91.
166. Rüttermann S, Fries L, Raab WH-M, Janda R. The effect of different bonding techniques on ceramic/resin shear bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(3).
167. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of oral science*. 2014;56(1):1-9.
168. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
169. Manisalı Y, Koray F. *Ağız-Diş Embriyolojisi ve Histolojisi*. İstanbul: Yenilik Basımevi. 1982:73-98.
170. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*. 2015;31(6):603-23.
171. Tagami J, Toledano M, Prati C. *Advanced Adhesive Dentistry: 3rd International Kuraray Symposium*: Kuraray; 2000.
172. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
173. Nakabayashi N. Hybridization of dental hard tissues. The quality of hybridized dentin. 1998.
174. Özcan M, Mese A. Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clinical oral investigations*. 2012;16(4):1081-8.
175. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dental Materials*. 1994;10(4):241-6.
176. Fisher J, Glick M, Committee FWDFS. *A new model for caries classification and management: the FDI World Dental Federation caries matrix*. Elsevier; 2012.
177. Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC. *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*: Quintessence Surrey^ eGB GB; 2003.
178. Sunico MC, Shinkai K, Medina III VO, Shirono M, Tanaka N, Katoh Y. Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resin-dentin interface of a new one-bottle nanofilled adhesive. *Dental Materials*. 2002;18(7):535-42.
179. Çehreli ZC, Yazici AR, Akca T, Özgünaltay G. A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *Journal of Dentistry*. 2003;31(6):429-35.
180. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res*. 1999 Apr;78(4):906-11. PubMed PMID: 10326735. Epub 1999/05/18. eng.

181. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005 Feb;84(2):118-32. PubMed PMID: 15668328. Epub 2005/01/26. eng.
182. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009 Feb;25(2):172-9. PubMed PMID: 18620746. Epub 2008/07/16. eng.
183. Oh WS, Shen C. Effect of flame cleaning of ceramic surface on the bond strength of composite to ceramic. *J Oral Rehabil*. 2005 Feb;32(2):141-4. PubMed PMID: 15641981. Epub 2005/01/12. eng.
184. Taira Y, Sakai M, Sawase T. Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *J Dent*. 2012 May;40(5):353-8. PubMed PMID: 22178629. Epub 2011/12/20. eng.
185. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*. 2003 Jul;30(7):758-64. PubMed PMID: 12791165. Epub 2003/06/07. eng.
186. Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008 Jul;17(5):409-14. PubMed PMID: 18717831. Epub 2008/08/23. eng.
187. Altintas S, Eldeniz AU, Usumez A. Shear Bond Strength of Four Resin Cements Used to Lute Ceramic Core Material to Human Dentin. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(8):634-40.
188. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008 Feb;99(2):123-30. PubMed PMID: 18262013. Epub 2008/02/12. eng.
189. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000 Jul;16(4):303-10. PubMed PMID: 10831787. Epub 2000/06/01. eng.
190. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international*. 1999;30(2).
191. Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1994 May;25(5):335-40. PubMed PMID: 7938418. Epub 1994/05/01. eng.
192. Blixt M, Adamczak E, Lindén L-Å, Odén A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(3).
193. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
194. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(4).
195. Braga RR, Ballester RY, Carrilho M. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(3):285-9.
196. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):275-81.
197. Wagner W, Chu T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):140-4.
198. Seghi R, Denry I, Rosenstiel S. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(2):145-50.

199. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000 Mar;28(3):163-77. PubMed PMID: 10709338. Epub 2000/03/10. eng.
200. Barceleiro MdO, Miranda M, Dias K, Sekito T. Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2003;28(4):423-8.
201. Mounajjed R, Salinas TJ, Ingr T, Azar B. Effect of different resin luting cements on the marginal fit of lithium disilicate pressed crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(6):975-80.
202. Kramer M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Flexural strength of preheated resin composites and bonding properties to glass-ceramic and dentin. *Materials*. 2016;9(2):83.
203. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2008 Dec;16(4):158-65. PubMed PMID: 19177726. Epub 2009/01/31. eng.
204. Barghi N, Fischer DE, Vatani L. Effects of porcelain leucite content, types of etchants, and etching time on porcelain-composite bond. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2006;18(1):47-52; discussion 3. PubMed PMID: 16426511. Epub 2006/01/24. eng.
205. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(1):17-23.
206. Williamson RT, Mitchell RJ, Breeding LC. The effect of fatigue on the shear bond strength of resin bonded to porcelain. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 1993 Jun;2(2):115-9. PubMed PMID: 8242164. Epub 1993/06/01. eng.
207. Gresnigt MM, Özcan M, Carvalho M, Lazari P, Cune MS, Razavi P, et al. Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers. *Dental Materials*. 2017;33(12):1392-401.
208. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(4):217-26.
209. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*. 1998;14(6):394-8.
210. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007 Jan;23(1):71-80. PubMed PMID: 16426673. Epub 2006/01/24. eng.
211. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Wei S, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage expression and microshear bond strength in the resin cement/dentin interface. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2010;12(5).
212. Johnson J, Burgess J, Blatz M. Bond of new resin cements to enamel, dentin, and alumina. *J Dent Res*. 2004;83.
213. D'arcangelo C, De Angelis F, D'amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Operative dentistry*. 2009;34(3):328-36.
214. Lührs A-K, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clinical oral investigations*. 2010;14(2):193-9.

215. Zhang C, Degrange M. Shear bond strengths of self-adhesive luting resins fixing dentine to different restorative materials. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*. 2010;21(5):593-608.
216. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond Strength of All-Ceramics to Tooth Structure Using New Luting Systems. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(5).
217. Guo K-W, Weng W-M, Zhang B-W. Evaluation of bond strength of three resin cements on CAD/CAM ceramic-dentin. *Shanghai Journal of Stomatology*. 2012;21(1).
218. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(4):242-52.
219. Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *Journal of adhesive dentistry*. 2003;5(2).
220. PERDIGÃO J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(1):32-42.
221. Eliades G, Eliades T, Watts DC. *Dental hard tissues and bonding*: Springer; 2005.
222. Van Landuyt K, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dental Materials*. 2006;22(6):533-44.
223. Van Landuyt K, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*. 2006;34(1):77-85.
224. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental Materials*. 2008;24(2):185-91.
225. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *Journal of Dentistry*. 1999;27(7):523-30.
226. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*. 2002;18(5):380-8.
227. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, et al. Resin–enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. *European journal of oral sciences*. 2003;111(5):447-53.
228. Lopes G, Marson F, Vieira L, De Andrada M, Baratieri L. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-. 2004;29(4):424-9.
229. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*. 2007;23(1):71-80.
230. Sabatini C, Patel M, D'Silva E. In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Operative dentistry*. 2013;38(2):186-96.
231. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*. 2011;27(1):17-28.
232. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*. 2004;83(6):454-8.
233. Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2015 Feb;24(2):100-8. PubMed PMID: 25041496. Epub 2014/07/22. eng.
234. Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, et al. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal

ceramic and a self-adhesive resin cement. *Operative dentistry*. 2015 Jan-Feb;40(1):63-71. PubMed PMID: 25084110. Epub 2014/08/02. eng.

235. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical Oral Investigations*. 2010;14(2):187-92.

236. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(7):758-64.

237. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*. 2011;27(1):71-82.

238. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*. 2011;55(2):311-32.

239. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(3):265-73.

240. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(8):598-605.

241. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials*. 2014;30(7):e147-e62.

242. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental materials journal*. 2010;29(6):661-7.

243. Passos SP, Valandro LF, Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Does adhesive resin application contribute to resin bond durability on etched and silanized feldspathic ceramic? *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(6).

244. Santos GC, Jr., El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2004 May;70(5):323-8. PubMed PMID: 15132816. Epub 2004/05/11. eng.

245. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(5):511-7.

246. Dumfahrt H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part I--Clinical procedure. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(6).

247. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *The journal of adhesive dentistry*. 2004;6(1):65-76.

248. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*. 1993;43(5):492-8.

249. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(2):163-8.

250. ER RF, Sindel J, Kramer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *OPE TIVE DENTISTRY*. 1999;24:147-55.

251. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998 Jun;14(3):212-21. PubMed PMID: 10196798. Epub 1999/04/10. eng.

252. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79(5):503-7.

253. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002 Jul;18(5):380-8. PubMed PMID: 12175577. Epub 2002/08/15. eng.
254. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994 Oct;72(4):355-9. PubMed PMID: 7990039. Epub 1994/10/01. eng.
255. Lu R, K Harcourt J, Tyas M, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface1992. 12-9 p.
256. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002 Mar;18(2):179-88. PubMed PMID: 11755598. Epub 2002/01/05. eng.
257. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1997 Nov;28(11):717-23. PubMed PMID: 9573861. Epub 1998/05/09. eng.
258. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent*. 2001 Feb;29(2):139-44. PubMed PMID: 11239589. Epub 2001/03/10. eng.
259. Pereira CNdB. Influência do padrão de evaporação do silano sobre a resistência de união entre uma cerâmica à base de dissilicato de lítio e um cimento resinoso quimicamente ativado: avaliação in vitro através de um ensaio mecânico de microtração. 2006.
260. Hashimoto M, Fujita S, Nagano F, Ohno H, Endo K. Ten-year degradation of resin-dentin bonds2010. 404-10 p.
261. Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1996 Sep;12(5):302-7. PubMed PMID: 9170998. Epub 1996/09/01. eng.
262. Kiyomura M. Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin-long-term stability and influence of water. *SJ Jpn Dent Mater*. 1987;6:860-72.
263. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials*. 1992;8(2):125-30.
264. Nor J, Feigal R, Dennison J, Edwards C. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Journal of dental research*. 1996;75(6):1396-403.
265. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Operative dentistry*. 1995;20(1):18-25.
266. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002;18(2):111-9.
267. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002;18(3):189-96.
268. Harper R, Schnell R, Swartz M, Phillips R. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1980;43(2):180-5.
269. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental Materials*. 2003;19(4):291-7.
270. Alqahtani FI. Effect of newly developed resin cements and thermocycling on the strength of porcelain laminate veneers. *The journal of contemporary dental practice*. 2017;18(3):209-13.
271. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*. 2010;26(2):e100-e21.

ÖZGEÇMİŞ

2 Nisan 1989 tarihinde Bulgaristan'nın Kırcaali ilçesinde dünyaya geldim. İlk ve Orta öğrenimimi Kütahya Linyit İlköğretim okulunda ve lise öğrenimimi Kütahya Nafi Güral Fen Lisesi'nde tamamladım. 2008 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başladım ve 2013 yılında mezun oldum. 2016 yılında Dişhekimliğinde Uzmanlık Sınavını (DUS) kazanarak Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizcedir.

Elektronik posta adresi: alevmutlu@gmail.com

