



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI RESTORATİF MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN
İLE TAMİRİNDE UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMİN BAĞLANMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Dt. Zülal TEKİROĞLU YELKEN

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AnaBilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

TOKAT- 2019



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI RESTORATİF MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN
İLE TAMİRİNDE UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMİN BAĞLANMA
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Dt. Zülal TEKİROĞLU YELKEN

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AnaBilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

TOKAT- 2019

T.C
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

FARKLI RESTORATİF MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN İLE TAMİRİNDE
UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMİN BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ.

Tezin Kabul Ediliş Tarihi : 15 /02 /2019

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Üye : Doç.Dr. Nihan GÖNÜLÖL

Üye : Doç.Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ

İmzası

.....
.....
.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 22 /01 / 2019 tarih ve 03.12 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

DEKAN
Prof.Dr.Mucahit EĞRİ



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanma sürecindeki desteği ve değerli katkılarından dolayı sayın anabilim dalı başkanım ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a,

Değerli bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'E,

Uzmanlık eğitimime birlikte başladığım, bu süreçte zorlukları beraber göğüslediğim ve dostluğunu esirgemeyen sevgili arkadaşım sayın Dt. Merve YILMAZ'a, varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım Dt. Ayla YAYLACI, Dt. Enes KILIÇ, Dt. Gülşah TONGA'ya,

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım çalışma arkadaşlarıma, çalışma hayatımda katkıları ve emekleri olan personelimize ve sekreterlerimize,

Hayatımın her anında bana destek olan, tüm iyi ve kötü zamanlarımda yanımda olup sevgilerini benden esirgemeyen canım annem Sebahat TEKİROĞLU, canım babam Hüseyin TEKİROĞLU, biricik ablam Serra Sinem TEKİROĞLU'na,

Ve her zaman beni seven, motive eden, sabreden ve bugüne gelebilmem için beni tüm kalbiyle destekleyen sevgili eşim İbrahim Ayberk YELKEN'e,

Sonsuz Teşekkürler.

ÖZET*

FARKLI RESTORATİF MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN İLE TAMİRİNDE UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMİN BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Dört farklı restoratif materyalin iki farklı yüzey hazırlığı ve universal adezivini iki farklı protokolü uygulanarak termal siklusla yaşlandırma sonrasında kompozit rezin ile tamiri yaparak makaslama bağlantı dayanımlarını değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmada 160 adet 6mm x 6mm x 6mm ebatında prizma şeklinde kompozit, amalgam, seramik ve hibrit seramik örnekler hazırlandı. Örnekler toplam 16 gruba ayrıldı (n=10). Hazırlanan örnekler 10.000 kez olmak üzere 5±2 °C ve 55±2 °C olan termal siklus testine tabi tutuldu. Bu aşamadan sonra her materyale ait 40 örnek 2 yüzey işlemi (frezeleme, air abrazyon) ve 2 adeziv uygulama protokolüne (total-etch, self-etch) maruz bırakıldı. Adeziv uygulamasını takiben her örneğin üzerine 3 mm çapında ve 4 mm uzunluğunda silikon kalıplar yardımıyla kompozit materyal uygulanıp ışıqla polimerize edildi. Makaslama bağlanma dayanım testi, üniversal test makinesinde 0,5 mm/dk piston başlığı hızı ile ve kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Tüm örnekler içinde SE uygulanan gruplar TE uygulanan gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek sonuç vermiştir (p<0,05). Kompozitle olan bağlanma dayanımlarına göre değerlendirildiğinde, HS ve K grupları, A ve CS gruplarının değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05).

Sonuç: Materyaller arasında en iyi sonuçları Hibrit seramik grupları verirken, bunu kompozit grupları takip etmiştir. Single Bond Universal'in self-etch uygulama modu total-etch modundan daha başarılı bulunmuştur. Amalgam ve Cam Seramik gruplarına silan uygulaması olmadan yapılan tamirde bağlanma değerleri oldukça düşüktür.

Anahtar Kelimeler: Amalgam, IPS e.max, makaslama bağlanma dayanımı, Single Bond Universal, Vita Enamic.

*Bu çalışma Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir. (Proje No: 2017/41)

ABSTRACT***EVALUATION OF THE SHEAR BOND STRENGTH ON THE UNIVERSAL ADHESIVE SYSTEM IN THE REPAIR OF DIFFERENT RESTORATIVE MATERIALS WITH COMPOSITE RESIN**

Aim: The aim of this study was to evaluate the shear bond strengths of four different restorative materials by repairing them with composite resin after thermal cycling and using two different surface preparations together with the application of two different protocols of the universal adhesive.

Materials and Methods: In the study, 160 pieces of (6x6x6)mm size prism shaped composite, amalgam, ceramic and hybrid ceramic samples were prepared. 4 material groups were first grouped for two surface treatments. Each group was then divided into two subgroups according to the adhesive application protocol(n=10). The samples were stored in distilled water for 24 hours and then subjected to a thermal cycle test at 5 ± 2 ° C and 55 ± 2 ° C for 10,000 times. Subsequently, 40 samples of each material were exposed to 2 surface treatments and 2 adhesive application protocols. Following the application of adhesive, composite material was applied with 3 mm diameter and 5 mm length silicone molds on each sample and light polymerized. The shear bond strength test was carried out on the universal test machine.

Results: Among all the samples, the SE-applied groups had a statistically higher result than the TE-applied groups ($p < 0.05$). Regarding the bonding strengths with the composite, HS and C groups were found to present significantly higher results than the A and CS groups ($p < 0,05$).

Conclusion: While the highest results were obtained from the hybrid ceramic groups, they were followed by the results of the composite groups. The self-etch application mode of Single Bond Universal found to be more successful than the total-etch mode. Amalgam and Glass Ceramic groups have very low binding values in the repair without silane application.

Keywords: Amalgam, IPS e.max, shear bond strength, Single Bond Universal, Vita Enamic.

*This work was supported by the Gaziosmanpasa University Scientific Research Projects Commission. (Project No: 2017/41)



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET*	ii
ABSTRACT*	iii
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. KOMPOZİT REZİNLER	3
2.1.1. <i>Kompozit Rezınlerin Kimyasal Yapısı</i>	3
2.1.1.1. Organik Matriks Fazı	4
2.1.1.2. İnorganik Faz	4
2.1.1.3. Ara Faz	5
2.1.2. <i>Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması</i>	5
2.1.2.1. Homojen dolduruculu kompozit rezınler	7
2.1.2.2. Hibrit Dolduruculu Kompozit Rezınler	7
2.1.2.3. Heterojen dolduruculu kompozitler	9
2.1.3. <i>Kompozit Rezınlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması</i>	9
2.1.3.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler	9
2.1.3.2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler	9
2.1.3.3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezınler	10
2.1.4. <i>Viskozitelerine Göre Kompozitler Rezınler</i>	10
2.1.4.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler	10
2.1.4.2. Akışkan Kompozit Rezınler	11
2.1. DENTAL SERAMİKLER	12
2.1.1. <i>Dental Seramiklerin İçeriği</i>	13
2.1.1.1. Feldspar	13
2.1.1.2. Kuartz	14
2.1.1.3. Kaolin	14
2.1.1. <i>Seramik Materyallerin Sınıflandırılması</i>	14
2.1.2. <i>Kimyasal yapılarına göre tam seramik materyaller</i>	17
2.1.2.1. Feldspatik seramikler	17
2.1.2.2. Lösit içerikli seramikler	18
2.1.2.3. Lityum disilikat içeren cam seramik	18
2.1.2.4. Cam infiltre alumina	20
2.1.2.5. Cam infiltre zirkonya	20
2.1.2.6. Zirkonya	21
2.1.3. <i>Hibrit seramikler</i>	22
2.2. CAD/CAM SİSTEMLERİ	22
2.3. DENTAL AMALGAM	24
2.3.1. <i>Amalgamın Bileşiminde Bulunan Maddeler ve Sınıflandırılması</i>	25
2.3.1.1. Gümüş	25
2.3.1.2. Kalay	25
2.3.1.3. Çinko	26
2.3.1.4. Bakır	26
2.3.1.5. Civa	26
2.3.1.6. İndiyum	27
2.3.2. <i>Amalgamasyon</i>	27
2.4. ADEZİV SİSTEMLER	29

2.4.1.	<i>Adezyon</i>	29
2.4.2.	<i>Diş Hekimliğinde Adezyon</i>	30
2.4.3.	<i>Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması</i>	32
2.4.4.	<i>Total Etch (Etch & Rinse) Sistemler</i>	32
2.4.5.	<i>Self Etch Sistemler</i>	35
2.4.6.	<i>Universal (Multimode) Sistemler</i>	37
2.5.	RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİ.....	39
2.5.1.	<i>Asitle pürüzlendirme</i>	40
2.5.2.	<i>Kumlama</i>	41
2.5.3.	<i>Frez ile pürüzlendirme</i>	42
2.5.4.	<i>Lazerle pürüzlendirme</i>	42
3.	MATERYAL VE YÖNTEM	43
3.1.	YÜZEY PÜRÜZLENDİRİLMESİNDE UYGULANAN YÖNTEMLER.....	49
3.1.1.	<i>Frez ile pürüzlendirme</i>	49
3.1.2.	<i>Air Abrazyon ile Pürüzlendirme</i>	49
3.2.	ADEZİV UYGULANMASI.....	50
3.3.	MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ.....	51
3.4.	İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	52
4.	BULGULAR	53
4.1.	MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI.....	53
5.	TARTIŞMA	59
6.	SONUÇLAR	76
7.	KAYNAKÇA	77
8.	ÖZGEÇMİŞ	98

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması.....	6
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	44
Tablo 3.2. Çalışmamızda hazırlanan materyal grupları.....	46
Tablo 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı bulguları.....	53
Tablo 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı (MBD) test sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	54

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Şekil 4.1. Uygulama yöntemlerine ve çalışmada kullanılan materyallere göre elde edilen makaslama bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapmaları değerleri.....	55
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	45
Resim 3.2. Multimat C, Dentsply, Microcut Kesim Cihazı.....	47
Resim 3.3. Hazırlanan örnekler	47
Resim 3.4. Termal siklus cihazı.....	48
Resim 3.5. Akrilik silindirlere gömülerek hazırlanan örnekler.	48
Resim 3.6. Örneklerin frezle pürüzlendirilmesi ve pürüzlendirme işleminde kullanılan frezler.	49
Resim 3.7. Örneklerle kompozit rezin yerleştirilmesi	51
Resim 3.8. Makaslama bağlanma dayanımı testi.....	52

1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde kompozit rezinlerin kullanımı, bonding sistemlerin ve rezin sistemlerin mekanik ve fiziksel özelliklerindeki gelişmelerle artmıştır. Bununla birlikte kompozit rezinlerin, zaman içerisinde yüzey bozulması, kenar sızıntısı, kırılma ve renk değişimi gibi sorunlardan ötürü değiştirilmesi veya onarılması düşünülebilir. (Dayangaç, 2000; Koray, 2002).

Benzer şekilde amalgam restorasyonlardaki bozulmalar nedeniyle restorasyonların bütünüyle çıkarılmasının gerekli olup olmadığı tartışma konusu olmuştur. Eski bir restorasyonun tamamen kaldırılıp yerine yeni bir restorasyonun yerleştirilmesi beraberinde bazı dezavantajlar getirmektedir. Bu dezavantajlar, restorasyonun kaldırılırken diş sert dokularında oluşan madde kayıpları ve restorasyonun sökülmesi sırasında ortaya çıkan cıva buharıdır (Roberson, 2011).

Klinik pratikte en sık tercih edilen indirekt restorasyon materyali seramikler olmakla birlikte; günümüzde farklı firmalar tarafından geliştirilen hibrit-seramik ve rezin nano-seramik materyalleri de bulunmaktadır (Bähr ve ark., 2013).

Bu tip hibrit seramiklerin esneme dayanımı, elastik modülü ve sertliği değerlendirildiğinde, mevcut restoratif materyallere kıyasla doğal diş özelliklerini daha iyi taklit ettiği gösterilmiştir (Coldea ve Swain, 2013).

Son zamanlarda klinik kullanım kolaylığı sunan tek aşamalı self-etch adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar sonucu "Universal" veya "Multimod" olarak isimlendirilen ürünler ortaya çıkmıştır. Bu ürünler hem self-etch hem de etch-rinse olarak kullanılabilirler ve kendilerine has bir yapıya sahip oldukları için

ultramorfolojik ve bağlantı kuvveti çalışmalarının odağında bulunmaktadır (Jayasheel ve ark., 2017; Sai ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2016).

Yeni piyasaya sürülen universal adezivlerin bazıları, mine, dentin, cam seramik, zirkonya, kıymetli ve kıymetsiz alaşımlar ve kompozit dahil tüm yüzeylere primer gerektirmeden bağlanabilmektedir (Marchesi, 2014).



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, 1950'lerde akriliklerin ortaya çıkardığı olumsuz etkilerinden kurtulmak için diş hekimliği alanına girmiştir. Araştırmacılar akrilik yapısını güçlendirmek için, silikalar ve seramik doldurucular ilave etmişlerdir. Akrilik rezinlerin organik bölümü Polimetil metakrilat (PMMA) ile silikat simanın inorganik bölümü birleştirilerek, günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit restoratif materyallerin temeli oluşturulmuştur (Yavuzylmaz ve Arıkan, 1986; Yücel, 1985).

Günümüzde, kompozit rezinler; anterior ve posterior dişlerdeki sınıf I, II, III, IV, V restorasyonlar, erozyon ve abrazyonsonucu oluşan servikal lezyonlar, direkt ve indirekt yöntemle yapılan laminate restorasyonlar, kırılmış porselen kronların onarımı, post ve kor yapımı, inley onley veneer ve ortodontik braketlerin yapıştırılması, periodontal splintleme, pit ve fissür örtücü olarak, direkt ve indirekt inley ve onley olarak kullanılmaktadırlar (Roberson ve Heymann, 2002).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı

Kompozit rezin materyalinin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini yapısal içeriği belirler (Hervás ve ark., 2006).

Kompozit rezinleri 3 ana bileşenden oluşur (Dayangaç, 2000; Summitt, 2006):

- Organik matriks fazı (taşıyıcı, sürekli faz),
- Ara faz (bağlanma fazı) ve
- İnorganik faz (dağınık faz)

Bu komponentlere bağlı olarak kompozit rezin materyallerin özellikleri farklılık göstermektedir. Ayrıca kompozit rezin içinde materyalin mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini sağlayacak olan aktivatör, UV stabilizatörler, pigmentler, inhibitörler de bulunmaktadır (Anusavice, 2003).

2.1.1.1. *Organik Matriks Fazı*

Kompozit rezinlerin organik matriks yapısı, genel olarak bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) monomerlerinden oluşur. Son yıllarda renk değişimine daha fazla direnç gösterebildiği ve iyi bir bağlantı sağlayabildiği için UDMA kullanılmaktadır. Bir kompozit rezin içinde organik faz fazla ise; kompozit rezin daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterir. Bunun sebebi UDMA ve Bis-GMA visköz sıvılar olmasıdır. Bu sebeple istenilen mekanik özellikleri göstermezler. Bu monomerlerin yarattığı viskoziteyi azaltmak için matriksin içine trietilen-glikol-dimetakrilat (TEGDMA) eklenmiştir (Dayangaç, 2000; Koray, 2002).

2.1.1.2. *İnorganik Faz*

Kompozit rezinin inorganik fazını, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklüklerdeki baryum, kuartz, stronsiyum, çinko, yitrium, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat ve baryum alüminyum silikat gibi partiküller oluşturur (Dayangaç, 2000). Bunların her birinin kompozit rezin içindeki görevi farklıdır. Partiküller kompozite kıvam kazandırarak şekillendirilebilmesini sağlar. Ayrıca stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium kompozit rezinde radyoopasiteyi sağlar. Özellikle silika olmak üzere, diğer partiküller ise kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir (Anusavice, 2003).

2.1.1.3. Ara Faz

Ara faz, organik ve inorganik fazların bileşenleri arasındaki bağlantıyı sağlar. Yapı olarak silanlardan oluşur. Silanlar su emilimini azaltarak suya dirençli kompozit rezin materyallerin oluşumunu sağlayan organik silisyum bileşiğidir (Dayangaç, 2000).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyallerindeki farklılıklar; organik, inorganik kısımlar ve bağlayıcı miktarı yüzdesi ile ilgili farklılıklar; üretilen kompozit rezinlerin çeşitliliği, uygulanmaları, özelliklerinin değerlendirilmesi ve sınıflandırılmalarında karmaşaya yol açmaktadır. Kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında pek çok farklılık olmasına rağmen, en geçerli olanlar; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü, polimerizasyon şekilleri ve viskoziteleri esas alınarak yapılan sınıflamalardır (Dayangaç, 2000). Ancak büyük bir hız ile gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflamadan söz etmek imkansızdır. Bu sınıflamalar araştırmacılara göre farklılık göstermektedir (Crispin, 1994; Phillips, 1991).

1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması
2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması
3. Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması (Arıkan, 2005).

Günümüzde en geçerli olarak kabul edilen sınıflandırma; Lutz ve Philips'in inorganik doldurucu büyüklüğü ve miktarını esas alan sınıflandırmadır (Lutz, 1983).

Kompozit Resin	Inorganik doldurucu Partikül büyüklüğü (μm)	Inorganik doldurucu Partikül yüzdesi (ağırlıkça)
Megafil	50- 100 μm	
Makrofil	10- 100 μm	% 70- 80
Midifil	1- 10 μm	% 70- 80
Minifil	0.1- 1 μm	% 75- 85
Mikrofil	0.01-0.1 μm	% 35- 60
Hibrit	0.04- 1 μm	% 75- 80
Nanofil	0.005- 0.01 μm	

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması.

Kompozit rezinlerde bulunan doldurucuların inorganik yapı içerisindeki hacim ve ağırlık oranlarının bilinmesi, fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde önem taşımaktadır. Kompozit rezinler doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılmaktadırlar. Makrofil ve midifil kompozitler; geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Bu tür kompozit rezinlere, içerdikleri doldurucularda herhangi bir modifikasyon yapılmadığından homojen kompozitler adı da verilmektedir (Dayangaç, 2000; Leindfelder, 1988; Phillips, 1991). Visközite sorununu çözmek için önceden polimerize edilen mikrofil kompozit kitesinin öğütülmesi ve monomer matrisine 1-20 μm büyüklüğünde doldurucu partikül şeklinde eklenmesi ile elde edilen kompozitlere ise “heterojen kompozitler” adı verilmektedir (Robberson ve ark., 2011).

Megafil kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm olan kompozit rezinlerdir.

Makrofil kompozitler: Partikül büyüklüğü 10-100 μm olan kompozitlerdir. İlk kompozitler makrofil olarak üretilmiştir.

Midifil kompozitler: Partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit rezinlerdir. Geleneksel kompozitler makrofil ve midifil kompozitlerdir.

Minifil veya küçük partiküllü kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlerdir.

Mikrofil kompozitler: Partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlerdir.

Nanofil kompozitler: Partikül büyüklüğü 0,01 µm olan kompozit rezinlerdir.

Hibrit kompozitler: Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlerdir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Hibrit türünün belirlenmesinde birinci içerik büyük partiküldür (Dayangaç 2000).

2.1.2.1. *Homojen dolduruculu kompozit rezinler*

Bu kompozit rezin türünde, inorganik fazı oluşturan doldurucu partiküller; silanizasyon dışında hiçbir işlem görmeden rezin matrise eklenmiştir. “Megafil”, “makrofil”, “midifil”, “minifil”, “mikrofil” ve “nanofil” olmak üzere alt gruplara ayrılmaktadır (Bayne ve ark., 2006).

2.1.2.2. *Hibrit Dolduruculu Kompozit Resinler*

Farklı ebatlarda inorganik doldurucuların karıştırılarak elde edilmesiyle ortaya çıkan kompozit rezinlerdir. “Hibrit” terimi, (0,04 µm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1 µm-4 µm) karıştırılması şeklinde ifade etmektedir. %75-80 inorganik doldurucu partikül yüzdesine sahiptir (Dayangaç, 2011). En büyük partikülün şekline göre isimlendirilirler. Partikül miktarının makropartiküllü rezinden daha küçük,

mikropartiküllü rezinden daha büyük olması her iki kompozit rezinin de özelliklerini taşımasını sağlar. Bu kompozit rezin türünde de doldurucu partiküllere sadece silanizasyon işlemi uygulanmıştır. Bu yönden değerlendirildiklerinde, homojen kompozit rezin olarak sınıflandırılabilirler (Bayne ve ark., 2006; Dayangaç, 2000).

Hibrit kompozitler geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir. Yeni gelişmeler sonucunda submikron boyuttaki (0,4 µm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0,1 µm-1 µm) birleşimi ile “mikrohibrit” kompozitler geliştirilmiştir. Bu tip kompozitlerin içinde daha küçük partiküllerin olması onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır. Mikrohibrit kompozitlerin uygulaması kolaydır ve polisajlanabilirliği iyidir. Ancak fizisel özelliklerinin iyi olmasının yanında polisajlanabilirliği geleneksel mikrofil kompozitlerden daha iyi değildir. Kompozit rezinlerde yüzeylerin daha düzgün olabilmesi için doldurucu partiküllerin boyutlarının azaltılarak doldurucu miktarının artırılması amaçlanmaktadır (Jung ve Sehr, 2007).

Hibrit kompozit grubunda nanodoldurucu teknolojisi ile geliştirilmiş “nanohibrit” kompozit rezinler diğer bir kompozit rezin grubudur. Nanohibrit kompozit rezinler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005-0,01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin bileşimini içermektedir. Nanoteknoloji ile 1-100 nm boyutlarındaki fonksiyonel materyaller ve yapılar üretilmektedir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve polisajlanabilirlik özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini birleştiren hem ön hem arka dişlerde kullanılabilen kompozit rezinlerdir (Chen, 2010).

2.1.2.3. *Heterojen dolduruculu kompozitler*

Yapılarında organik ve inorganik faz parçacıkları önceden polimerize edilmiş (prepolimerize) ve öğütülmüş olarak bulunan kompozit rezinler için bu isim kullanılmaktadır. Hem anterior, hem de posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (Bayne ve ark., 2006).

2.1.3. **Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre**

Sınıflandırılması

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler
- 2- Işık ile polimerize olan kompozitler
- 3- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler olarak

sınıflandırılır (Dayangaç, 2000; Turgut ve Attar, 2003).

2.1.3.1. *Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler*

Bu sistemde pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon gerçekleşir. Bu tür polimerizasyonda aktivatör tersiyer amin veya sülfirik asit deriveleri kullanılır. Eşit miktarda iki patın karıştırılması ile kimyasal polimerizasyon başlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişmeler oluşmuştur (Dayangaç, 2000).

2.1.3.2. *Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler*

Işıkla polimerize olan kompozitler ilk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlanılmıştır. Tek pat şeklinde üretilmişlerdir. Polimerizasyon görünür mavi ışıkla başlatılır. Bu nedenle ışık ile polimerize olan kompozitler olarak (light-cured)

adlandırılırlar. Görünür mavi ışık 420-450 nm dalga boyundadır ve kaynağı tungsten halojen ampuldür. Işıkla polimerize olan kompozitlerin başlatıcısı kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerden farklıdır. Başlatıcı olarak kamforokinon gibi bileşikler kullanılır. Hızlandırıcı olarak ise alifatik amin kullanılır. Işık uygulanmadıkça polimerizasyon başlamaz (Dayangaç, 2000).

Çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilebilir. Kimyasal polimerize olabilen kompozitlere göre bitirme işlemlerine daha az gerek duyulur. Daha düzgün bir yüzey elde edilir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3. *Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler*

Polimerizasyon mekanizmaları hem kimyasal hem de ışık aktivasyonu ile gerçekleşir. Bu kompozitlerde rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyon hızı yavaştır ve özellikle derin kavitelere 2mm'den daha kalın rezin uygulamalarında kullanılır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen ortamlarda kullanılması tavsiye edilmektedir (Dayangaç, 2000).

2.1.4. **Viskozitelerine Göre Kompozitler Rezinler**

Kompozit rezinler viskozitelerine göre sınıflandırıldığında; kondanse edilebilen ve akışkan kompozit rezinler olarak iki grup altında toplanırlar (Roberson ve Heymann, 2006).

2.1.4.1. *Kondanse Edilebilen Kompozitler*

Kondanse olabilen kompozitler; inorganik doldurucu partikül miktarı artırılmıştır. Böylece posterior bölgede amalgama alternatif olarak kullanılmış ve daha

visköz hale getirilmişlerdir. Doldurucu miktarının artması ile polimerizasyon büzülme streslerinde azalmıştır. Hibrit kompozitlere oranla doldurucu partikülleri daha büyük olduğu için, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Ancak, özellikle arayüz kavitelelerinde temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kazıma işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi gibi nedenlerle, başarıyla kullanılacakları iddia edilmektedir (Dayangaç, 2000, 2002).

2.1.4.2. Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozit rezinler; hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında, partikül boyutları artmış ve doldurucu miktarları azalmıştır. Düşük viskoziteye sahip hibrit rezinlerdir. Aşınmaya karşı dirençleri doldurucu partikül miktarı az olduğu için zayıflamıştır. Bu kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonları, yüksek doldurucu kompozitlere göre daha iyidir (Dayangaç, 2002; Turgut ve Attar, 2003).

Bu rezinler fissür örtücülerin yerini kolayca alabilecek türdendir ve kuron, kompozit ve amalgam kenarlarında oluşan kırıkların tamirinde, servikal lezyonlarda, mine defektlerinde, girişin zor olduğu kavitelelerde, mikro kavitelelerde ve dentin hassasiyetini gidermede başarıyla kullanılacağı gösterilmiştir. Elastiklik modülünün düşük olmasından dolayı, aproksimal kavitelelerde kondanse olabilen kompozit rezinlerin altında ve adheziv köprülerde, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve kuvvet kırıcı bir tabaka oluşturmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Akışkan kompozitlerin en büyük avantajı; mikrosızıntının engellenmesinde etkin rol oynamalarıdır (Koray, 2002; Yazıcı ve Çelik, 2004).

2.1. Dental Seramikler

Seramikler kelime olarak “Keramikos veya Keramos” sözcüğünden türemiştir (Zaimoğlu, 2004). Toprakta yapılmış veya yakılmış madde anlamına gelmektedir. Minerallerin yüksek derecelerde pişirilmesi ile elde edilirler. Porselen ise seramiklerin özel bir türüdür. Seramikler üç doğal mineral olan kuartz, kaolin ve feldspat karışımından oluşurlar (Zaimoğlu, 2004). Dental seramikler estetik amaçla kullanılan tüm materyaller içinde, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyallerdir. Su absorbe etmezler ve seramikler ağız dokuları tarafından iyi tolere edilirler (Shillingburg ve ark, 1997).

CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) teknoloji sisteminin birçok alanında kullanılan bir üretim şeklidir. Seramik materyallerinin diş hekimliğinde kullanılmasıyla kondenzasyon, eritme ve kaynaştırma işlemleri kısmen de olsa azalmıştır (Burke ve ark, 2002). Sistemdeki veri toplama ünitesi ile, ölçü alma ve model elde edilmesi gibi zaman alıcı aşamalar ortadan kaldırılır ve dijital veriler bilgisayara aktarılarak üç boyutlu tasarımlar oluşturulur. Daha sonra tasarımlar freze makinasına aktarılarak istenilen restorasyon elde edilir (Zaimoğlu, 2011).

CAD/CAM sisteminde restorasyonlar homojen bloklardan elde edildiği için, diğer sistemlerde görülen mikropörözite, homojenite problemleri ve yüksek ısıdaki fırınlama işlemleri sonrası oluşan büzülme gibi problemler elimine edilir. Ayrıca laboratuvar işlemlerinin kısalması da zaman ve para tasarrufu sağlamaktadır (Blatz, 2002).

2.1.1. Dental Seramiklerin İçeriği

Dental seramikler; farklı sayı ve yapıda metallerin, oksijen gibi ametal bir elementle birlikte yapmış olduğu bileşimden meydana gelmektedir. Bu bileşimde yer alan oksijen atomu bir matriks görevi görür ve küçük metal atomları, yarı metal elementlerle (kalsiyum, lityum, alüminyum, fosfor, magnezyum, potasyum, silisyum, titanyum, sodyum ve zirkonyum) oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurur (Mosby, 2005).

Silisyum ile oksijen iyonu arasındaki tetrahedral yapıda üniteler, seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağları oluşturmaktadır. Seramik kristalindeki atomik bağ, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliği göstermektedir. Bu güçlü bağlar sayesinde seramik, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazanmaktadır. Ancak bu yapı aynı zamanda, seramiği kırılgan bir hale getirmektedir. Silisyum tetrahedral (SiO_4), dental seramiğin ana çekirdek yapısını oluşturmakla birlikte, dental seramiği oluşturan %75-85 feldspar, %3-5 kaolin ve %12-22 kuartzın yapısına da girer ve bir kompozisyon oluşturur (Yamamoto, 1985).

2.1.1.1. Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_2\text{6SiO}_2$) ve sodyum alümina silikat'ın ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{6SiO}_2$) karışımı ile oluşan feldspar, dental seramiklerin ana yapısını oluşturur ve onlara saydamlık verir. Fırınlandığında $1100\text{-}1300^\circ\text{C}$ de eriyerek kuartz ve kaolin matriks'i oluşturmaktadır. Bu madde, camsı yapıdan sorumludur ve yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır ve ısıya daha dayanıklı bileşenleri bir arada tutarak birbirlerine bağlar. Feldspar, seramiğin

kenarlarının yuvarlaklaşmasını, dış formunun ve yüzey detaylarının kaybolmamasını sağlar (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

2.1.1.2. Kuartz

Kuartz (SiO_2), doğada yaygın olarak bulunmaktadır. Bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıl taşlarından elde edilir. Seramiğin erime ısını yükselterek sertliğini ve stabilitesini sağlar. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülme miktarını ayarlar. Porselenin yapısında ise % 11-18 arasında bulunmaktadır (Cattell ve ark., 2001).

2.1.1.3. Kaolin

Çin kili olarak da adlandırılabilen bu madde alüminyum hidrat silikat yapısındadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Adeziv özellikte olduğundan kuartz ve feldspar için bağlayıcı bir hale dönüşür. Böylece seramik daha kolay işlenebilir hale gelir. Opak yapıda olduğu için yaklaşık % 1-5 oranında az miktarda kullanılır (Anusavice ve Shen, 2013).

Yapısı opak olduğu için kullanılacak seramik sistemlerin, kaolin içermemesi tercih edilmektedir. Kaolin miktarının düşük olması, camsı fazı daha da arttırmaktadır (Johnston ve ark., 1986).

Bu maddelerin dışında seramik yapıya; ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve lüminisans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmiştir (O'Brien, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

2.1.1. Seramik Materyallerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar yapılmaktadır. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına göre, yapım tekniklerine göre veya kırılma

dirençlerine göre çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Bu sınıflandırmalar şu şekildedir:

1) Kimyasal yapılarına göre;

- a) Silika cam,
- b) Lössit içerikli feldspatik porselen,
- c) Lössit içeren cam seramik,
- d) Lityum disilikat içeren cam seramik,
- e) Alümina seramik,
- f) Cam infiltre alümina,
- g) Cam infiltre zirkonya,
- h) Zirkonya,

2) Üretim şekillerine göre;

- a) Dökülebilir cam seramikler
 - i) Dicor (Dentsply, York, ABD),
 - ii) Cerapearl (Kyocera, San Diego, ABD),
- b) Refraktör die üzerinde fırınlanan seramikler
 - i) Optec (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD),
 - ii) Hı-ceram (Vita Zahnfabrik),
 - iii) In-Ceram (Vita Zahnfabrik)
 - iv) Cerestore/Allceram (Innotek Dental Corp., Lakewood, ABD),
 - v) Mirage (Myron International, Kansas City, ABD),

c) Isı ve basınç altında üretilen seramikler

i) IPS-Empress (Ivoclar Vivadent),

ii) IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent),

iii) Finesse (Dentsply, York, ABD),

d) CAD/CAM sistemi ile üretilen seramikler

i) Cerec (Sirona Dental Systems),

ii) Celay (Mikrona Technologies, Spreitenbach, İsviçre),

iii) Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç),

iv) Cercon (Dentsply Ceramco, New Jersey, ABD),

v) Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre),

vi) Lava (3M ESPE, St. Paul, ABD),

3) Saydamlığına göre;

a) Opak dental seramikler,

b) Transparan dental seramikler

4) Fırınlama ısılarına göre;

a) Çok düşük ısılı dental seramikler (870 °C altında),

b) Düşük ısılı dental seramikler (870 – 1065 °C),

c) Orta ısılı dental seramikler (1090 – 1260 °C),

d) Yüksek ısılı dental seramikler (1290 – 1370 °C),

5) Kullanım şekillerine göre;

a) Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler,

- b) Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler,
- c) Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler olarak sınıflandırılırlar (Anusavice ve Shen, 2013).

2.1.2. Kimyasal yapılarına göre tam seramik materyaller

2.1.2.1. Feldspatik seramikler

Feldspatik seramik esaslı bloklar, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılan ilk bloklardır. Bu bloklar ile yapılan inley restorasyonlar üzerine yapılan çalışmalarda oldukça yüksek bir başarı elde edilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002).

Feldspatik bloklar (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Germany) potasyum feldspar, albit gibi doğal feldspar materyallerinden oluşur. Doğal feldspar malzemelerin avantajı; diğer seramikler ile karşılaştırıldığında saflık derecesinin ve erime sıcaklığının yüksek olmasıdır. Polisajı yapıldığında bu materyalin dayanımı 130 MPa kadardır. Konvansiyonel faldspatik porselenlerden daha fazla dayanıma sahiptir (Seghi ve Sorensen, 1995). İnley, onley, veneer, kronlar için önerilirler (Sannino ve ark., 2014). Böylece doğal dişin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bir bütün oluşturması sağlanmaktadır. Kroma derecesi insizalden koleye doğru artmaktadır. Doğal diş katman yapısını yansıtmaktadır (Reich, 2002). Aynı özellikleri sergileyen diğer bir materyal de Cerec bloklarıdır (Sirona, Germany).

2.1.2.2. Lösit içerikli seramikler

1998 yılında Cerec sisteminde kullanılmak üzere, lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramik olan ProCAD blokları tanıtmıştır (Fasbinder, 2010). Silikat cam matris hacminin %30-40 kadarını 1-5 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (Kelly ve ark., 1996). Amorföz cam matriks içine dağılmış lösit kristalleri çatlak yayılımını engelleyerek klinik performansı artırır (Hooshmand ve Parvizi, 2008).

Lösit kristallerinden oluşan blokların translusentlik, renk, floresanslık, opelasanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Endikasyonları tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır. CAD/CAM teknolojisi, klinisyenlerin cam seramik kullanımını tek üyeli restorasyonlarda sınırlı kılmıştır (Miyazaki, 2011). Bu nedenle üretici firmalar cam seramiklerin yapısını güçlendirmeye çalışarak kullanım alanlarını genişletmişlerdir.

2.1.2.3. Lityum disilikat içeren cam seramik

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının genişletilebilmesi amacıyla daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (Holand ve Frank, 2000). Böylelikle 2006 yılında piyasaya lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları sunulmuştur.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar köprü yapımında da tercih edilir. Son dönemlerde lityum disilikat ile güçlendirilmiş monolitik seramik köprü endikasyonu yaygınlaşmıştır. Yapılan çalışmalarda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden yapılan posterior köprülerin en az metal destekli porselen köprüler kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir (Kern ve Sasse, 2012).

Üretici firmalar her ne kadar önermeseler de klinisyenler lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları anterior ve posterior köprülerde başarıyla kullanmışlardır.

Estetik açıdan lityum disilikat oldukça çok yönlü bir materyaldir. Endikasyon alanlarına göre farklı translusensiteye sahiptir (HT, LT, MO, HO). Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukelemun efekti) sahip olması ve estetik özellikleriyle inley, onley restorasyonların yapımında da kullanılabilir. Düşük translusensiye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile full anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilir. MO bloklar ise daha çok renkleşmiş dişlerde tercih edilir. Lityum disilikat cam seramiklerin rengi ise matriks içine dağılmış renklendirici iyonlar ile kontrol edilir (Reich ve Schierz, 2013).

Mavi/mor fazdaki bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine maruz kalırlar. İki aşamalı kristalizasyon ilk adımda lityum metasilikat kristallerinin çökelediği kontrollü çift nükleasyon aşamasından oluşur. Frezeleme işleminden sonra ikinci bir ısı işlemde metasilikat faz tamamen eriyip dağılır ve lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon süresince, seramik lityum metasilikat kristal fazdan lityum disilikata dönüşür. Baştan sona bu dinamik ısı işlemde frezeleme aşamasında stabiliteyi sağlayan lityum metasilikat kristalleri cam matriks içine geri emilir ve lityum disilikat kristallerinin gelişmesi için ham materyal olarak görev görür. Bu ısı işlem yaklaşık 840-850 °C' de bir porselen fırınında gerçekleşir. Kristalizasyon süresi yaklaşık 25 dk.' dır (Reich ve Schierz, 2013).

Lityum disilikat seramiklerde büzülme %0,2 oranında görülür, bu büzülme marjinal, proksimal ve okluzal uyumu etkilememektedir (Tysowsky, 2009). Dayanım 360-400 MPa' çıkar ve mavi/mor renkten asıl seçilen renk tonuna geçiş olur. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde lityum disilikat kristalleri içerir, kristal boyutları yaklaşık 1,5µm'dur (Ritzberger ve ark., 2010).

Simantasyon öncesi lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik restorasyonların yapıştırma yüzeyine asit uygulanması ile cam matriks erir ve gömülü kristaller açığa çıkar. Bu kristaller kenetlenmiş bir ağ şeklinde homojen olarak yayılmıştır. Yoğun kristalin kütlesi çatlak yayılımını engeller ve mekanik dayanıklılığı artırır. Çatlak oluşmuşsa bile kristaller tarafından dolambaçlı bir şekilde tutulur ve daha fazla ilerlemesi engellenir (Albakry ve ark., 2003).

2.1.2.4. *Cam infiltre alumina*

Cam infiltre CAD/CAM blokların ana yapısını oluşturan alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara frezeleme işlemi sonrasında pöröz yapının giderilmesi amacıyla cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır.

2.1.2.5. *Cam infiltre zirkonya*

Vita InCeram Zirconia yüksek dayanıma sahip 700 MPa, düşük tranlusensite de olan bir materyaldir. In-Ceram Zirconia 1100 °C' de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirconia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum (12 Ce-TZP) katılarak piyasaya sürülmüştür. Cam faz son

halini almış yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (Deville ve ark, 2003; Guazzato ve ark, 2004).

2.1.2.6. Zirkonya

Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramikler, oksit seramikler içerisinde önemli bir yer tutar. Günümüzde yüksek dayanıklılık, biyouyumluluk, iyi kimyasal stabilite ve doğal görünüm özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. 3YTZP ile karşılaştırıldığında, In-Ceram Zirkonya daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (Christel ve ark., 1989).

Tam ve parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Zirkonyaya %16 molCaO, %16 mol MgO ve %8 mol Y₂O₃ ilavesi ile elde edilir. Tam stabilize zirkonya kübik form içerir. Sertliği ve termal şok direnci yüksektir. Bundan sebeple seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe dayanıklı bir ürün olarak da kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formundadır. Saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilen tip, PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır. PSZ, oda sıcaklığında majör faz olarak kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir. (Piconi ve Maccauro, 1999).

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. 3YTZP ile karşılaştırıldığında, In-Ceram Zirkonya daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (Albakry ve Guazzato, 2003).

2.1.3. Hibrit seramikler

Seramik ve kompozitlerin iyi özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiş bir materyaldir (Enamic, Vita Zahnfabrik, Germany ve Lava Ultimate, 3M ESPE, Germany). Bu seramik çeşitleri sinterlenmiş matriks yapılarının arasında kalan boşlukların polimer materyali ile doldurulmasıyla elde edilirler. Materyal hacminin %75'ini seramik yapı oluşturur. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (Raigrodski, 2004). Bu bloklar freze edildikten sonra sinterlenmezler. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Kırılma doygunlukları yüksektir, aşınmaya karşı dirençlidirler. Adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanabilirlikleri son derece iyidir (Mormann ve ark., 2013).

2.2. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemler 1980'li yıllarda gelişmeye başlamıştır (Miyazaki ve ark., 2009). 1980'lerde Moermann ve Brandestini'nin yaptığı çalışmalarla CEREC sistemi geliştirilmiş ve klinikte, hasta başında direkt olarak ağız içi kamera ile hazırlanan kavitenin ölçüsü alınıp, restorasyon tasarımını takiben klinikte bulunan

cihazda seramik bloktan inley hazırlanmıştır. Bu sistemin ortaya çıkması gerçek bir yenilik olarak kabul edilmiştir (Andersson ve Ogden, 1993).

Klinikte kullanılabilen CEREC sisteminin ardından bu teknolojinin dental laboratuvarlarda da kullanımına yönelik çalışmalar başlamıştır (Şahin ve ark., 2009). Özellikle arka dişlerde kullanıma uygun yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin geliştirilmesi ve bilgisayar yazılım performansının hızla artması, CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvarlarda da kullanılabilirliğini büyük hızla arttırmıştır.

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar (Liu ve Essig, 2008);

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; İntraoral olarak diş preparasyonunu tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ve E4D Dentist sistemleridir.

2. Laboratuvarlarda kullanılan sistemler; Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.

3. Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde ise, model laboratuvarlarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolünü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (Liu ve Essig, 2008).

CAD/CAM sistemler laboratuvarlara üretim işlemlerinin hızlanması ve yüksek kalitede otomasyon sağlanması gibi birçok avantaj sağlamaktadır. Alt

yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandıkları için teknisyenlerin işi kolaylaşmaktadır (Feuerstein, 2004). Zirkonya gibi yeni materyaller CAD/CAM sistemleriyle beraber kullanılabilen, üretimde standardizasyon sağlandığı için laboratuvarlarda kalite kontrolü de yapılmaktadır (Miyazaki ve ark., 2009).

Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleriyle tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hasta hem de hekimler için zaman kaybı olmamaktadır (Karaalioglu ve Duymuş, 2008). Ölçü işlemine ve geçici restorasyon kullanımına gerek kalmaması, geleneksel işlemlere göre çapraz enfeksiyon riskini azaltmaktadır. Dezavantajı, sistemin maliyetinin yüksek olması ve bu maliyeti finanse etmek için çok sayıda restorasyon yapılmasının gerekmesidir (Liu ve Essig, 2008).

Geleneksel sistemlerde olduğu gibi, CAD/CAM restorasyonların başarısı ve uzun ömürlü olması iyi preperasyon, detaylı ölçü ve tasarımın nasıl yapılacağına bilinmesine bağlıdır (McLaren, 2011). Günümüzde CAD/CAM sistemlerin büyük çoğunluğunda blokların aşındırılarak küçültülmesi yani eksiltme yöntemi kullanılır. Piyasada mevcut olan ve eksiltme yöntemini kullanan sistemlerin yanısıra materyal ekleme yöntemi kullanan sistemler de bulunmaktadır (Silva ve ark., 2011).

2.3. Dental Amalgam

Cıvanın diğer metallerle karıştırılması sonucu oluşan alaşım anlamına gelen amalgamın diş hekimliğinde kullanımı ilk olarak 7. yüzyılda Çinlilerin kalay ve civa ile oluşturdukları dolgu maddesi ile başlamıştır (Dodes, 2001; Roberson, 2011). Günümüzde

kullanılan dental amalgamın temeli olan gümüş-cıva alaşımı ise 1800'lü yılların başında Fransa ve İngiltere'de kullanılmaya başlanmıştır (Lorscheider, 1995).

Amalgama alternatif restoratif materyallerin gelişmesiyle birlikte amalgamın kullanım oranı gün geçtikçe azalmaktadır. Bununla birlikte içeriğinde bulunan cıvanın potansiyel yan etkilerine rağmen, oklüzal kuvvetlere direncinin yüksek olması, kullanım kolaylığı ve ekonomik olması gibi avantajlara sahip amalgam halen yaygın olarak kullanılan restoratif materyaller arasında yer almaktadır (Bates ve ark., 2004; Bates, 2006; Chin ve ark., 2000).

2.3.1. Amalgamın Bileşiminde Bulunan Maddeler ve Sınıflandırılması

Amalgamın temel içeriği, toplam kütesine oranla, %20-34 gümüş (Ag), %8-15 kalay (Sn), %1-15 bakır (Cu), %0-5 diğer metaller (çinko, indiyum, palladyum) ve %42-52 oranında cıvadan (Hg) meydana gelir (Drummond ve Cailas, 2003; Richardson ve ark., 2011).

2.3.1.1. Gümüş

Amalgamın akışkanlığını azaltır, sertliği artırır. Sertleşme süresini kısaltır, bu sayede amalgamın hızlı donmasını sağlar. Aynı zamanda korozyonu önler. Amalgam içerisinde gümüş oranı arttırıldığında ilk etapta büzülmeyi azaltarak, genişmeyi artırır. Böylece amalgamın diş dokusuna daha da yakınlaşıp tutunmasını sağlayarak mikrosızıntı önlenir (Roberson, 2002)

2.3.1.2. Kalay

Genleşmeyi azaltır. Sertleşme zamanını uzatır ve böylece amalgamın kondensasyonu ve modelajı için zaman kazanılmasını sağlar. Amalgamın sertliğini

azaltır. Kalayın civaya karşı afinitesi yüksek olduğundan amalgamasyonu yani tozun civayla ıslanmasını kolaylaştırır (Roberson, 2002).

2.3.1.3. Çinko

Çinko amalgam alaşımını oluşturan elementlerin oksidasyonunu engellemek amacıyla içeriğe katılmıştır. Çinko, alaşımın yüzeyini kaplayan bir çinko oksit tabakası oluşturarak okside olmaya yatkındır ve diğer elementlerin oksidasyonunu engeller. Genel olarak bu etkiyi sağlamak için %1 çinko ilave edilir, alaşımlarda %1'den fazla oranda çinkonun kullanılması nadirdir. Ancak, sonuçta amalgam alaşımın içinde %0,2-1 çinko kalır. Bu kalan çinkonun dezavantajları ise, eğer sertleşmeden önce nem kontaminasyonu olursa çinko çinko oksite dönüşebilmekte ve hidrojen gazı açığa çıkararak ağrıya yol açacak şekilde amalgamın aşırı genişmesine neden olmasındır. Bu mekanizma fark edildikten sonra, amalgamın uygulanması esnasında dikkatli olunması bu problemi çözmüştür. Bazı üreticiler ise alternatif olarak çinkosuz amalgamlar üretmişlerdir. Çinkosuz amalgamlar daha çok izolasyon zor olduğu bölgelerde tercih edilmiştir. Diğer taraftan çinkonun amalgam dolguların klinik ömürleri üzerinde de olumlu etkileri olabileceği bildirilmiştir (Roberson, 2002).

2.3.1.4. Bakır

Bakır amalgamın sertliğini ve dayanıklılığını artırır. Ayrıca kalayın özelliklerini hafifletir, genişmeyi artırır (Özdabak, 2006).

2.3.1.5. Civa

Akışkanlığı artırır. Genleşmeye neden olur. Porozite ve çabuk renklenmeyi önler. Civa amalgam tozu ile karışıp amalgamasyonu gerçekleştirir ve amalgam alaşımının elde edilmesini sağlar (Özdabak, 2006).

2.3.1.6. İndiyum

Civanın içerisinde %10-15 oranında indiyum ilave edilmesi gerekli olan civa miktarını azaltır, sertleşme sırasında ve sonrasındaki civa buharını azaltır ve ıslanmayı arttırır. Bu tür amalgamların akıcılıkları ve erken dönemde baskıya dayanıklılıkları daha azdır, fakat nihai dayanıklılıkları indiyumsuz amalgamlara göre daha yüksektir. Sertleşme sırasında ve sonrasında daha az civa buharı açığa çıkmasının yüzeyde bulunan indiyum oksitlere ve karışımda daha az civa kullanılmasına bağlı olduğu ileri sürülmektedir (Roberson, 2002).

Amalgam dolgularla ilgili çeşitli sınıflamalar (alaşım partiküllerinin geometrisine, boyutuna, alaşıma katılan metallerin sayısına, alaşımdaki bakır veya çinko içeriğine göre) yapılmış olmasına rağmen günümüzde en sık kullanılanı bakır içeriğine göre yapılan sınıflamadır (O'Brien, 2002; Roberson, 2011). Bu sınıflamaya göre düşük bakırlı amalgamlar %6 veya daha az oranda bakır içerirken, yüksek bakırlı amalgamlar %13-30 oranında bakır içerir (Roberson, 2011).

Geleneksel düşük bakırlı amalgamların tozunda %66-73 Ag, %25-29 Sn, en fazla %6 Cu ve en fazla %2 oranında Zn bulunur (O'Brien, 2002). Günümüzde dental amalgamların %90'ından daha fazlası yüksek bakırlı amalgamlardır. Yüksek bakır içeriği korozyona ve marjinal kırıklara karşı direnç sağlar, sızıntıyı azaltır (Roberson, 2011).

2.3.2. Amalgamasyon

Amalgamı oluşturan toz halindeki metal taneciklerin civa ile ıslatılmasıyla oluşan reaksiyona amalgamasyon denir. Bu reaksiyonla başlangıçta yumuşak ve tepilebilir kıvamda olan, giderek sertleşen bir alaşım meydana gelir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Geleneksel amalgamlar önceleri havan içinde toz ve civanın oranlanarak havaneli ile

karıştırılması sonucu elde edilmekteydi. Ancak daha dikkatli ve doğru oranlarda amalgam karıştırmak için yapılan çalışmalar sonucunda toz ve cıva miktarı ayarlanmış kapsül şeklinde amalgamlar üretilmiştir. Kapsül içindeki bileşenler plastik zar ile birbirlerinden ayrılmıştır. Kapsül aktive edildiğinde plastik zar yırtılır ve amalgamatör ile toz ve cıvanın karışması sağlanır (Roberson, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Amalgamasyon reaksiyonları düşük ve yüksek bakırlı amalgamlarda bazı farklılıklar gösterir. Düşük bakırlı amalgamların temel yapısı olan Ag_3Sn (gama fazı, γ), cıva ile reaksiyona girerek; Ag_2Hg_3 (gama 1 fazı, γ_1) ve Sn_7Hg (gama 2 fazı, γ_2) kristalleri oluşturur. Meydana gelen kristallerin hacminin %54-56'sını oluşturan γ_1 fazının korozyona direnci orta düzeydedir. %11-13 oranında oluşan γ_2 fazı ise korozyona en yatkın fazdır (Roberson, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

γ_1 ve γ_2 fazlarındaki kristaller oluştuğunda, amalgam kolayca kondanase edilerek şekil verilebilir bir yapıda olur. Zaman geçtikçe oluşan kristallerin sayısı artar, amalgam daha sert ve dayanıklı bir yapı kazanır. Bu dönemden sonra kondensasyon ve şekil verme mümkün değildir (Roberson ve Heymann, 2011).

Cıvanın gümüş, kalay ve bakır içindeki çözünürlüğü oldukça farklıdır. Aynı ısıdaki bakırda 1 mg, gümüşte 10 mg, kalayda ise 170 mg cıva çözünebilmektedir. Yüksek bakırlı amalgamlarda, bakır alaşım tozu içerisinde genellikle Cu_3Sn (epsilon fazı, ϵ) veya Ag-Cu (ötektik) şeklinde bulunur (Craig, 2002).

Sertleşme reaksiyonu başladığında Ag-Sn partikülleri neredeyse tüm cıvayı çözerken, Cu çok az cıva çözebildiğinden başlangıç reaksiyonu düşük bakırlı amalgamlardaki gibidir. Bunun sonucunda ilk olarak γ_1 ve γ_2 fazları oluşur. Oluşan γ_2 fazı kısa bir süre içinde, Cu ile reaksiyona girerek, Cu_6Sn_5 'i (eta fazı, η') oluşturur. η'

fazı γ_2 fazına göre korozyondan çok daha az etkilenmektedir (Craig, 2002; Roberson ve Heymann, 2011).

2.4. Adeziv Sistemler

2.4.1. Adezyon

Adezyon (bağlanma) kelime olarak Latince'deki adhaerere kelimesinden gelmektedir. Terminolojik olarak bağlanma ya da adezyon farklı iki maddenin birbirine yapışmasıdır. Bu yüzeye ve maddeye adherent, adezyonu oluşturan kısma ise adeziv adı verilmektedir (Duncan ve Philips, 2003; Roberson ve Heymann, 2002; Summitt ve ark., 2006).

Bağlanma mekanizmaları üç farklı şekilde gerçekleşir:

Fiziksel bağlanma: Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen Hidrojen bağları, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu oluşan zayıf bir bağlanma türüdür (Duncan ve Philips, 2003; Roberson ve Heymann, 2002; Summitt ve ark., 2006).

Kimyasal bağlanma: Farklı atom yüzeylerinin arasında oluşan bağlanmadır. İyonik, kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile oluşur (Duncan ve Philips, 2003; Roberson ve Heymann, 2002; Summitt ve ark., 2006).

Mekaniksel bağlanma: Geometrik olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen bir tür güçlü kilitlemedir. Bunlar; yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin sebep olduğu mekanik bağlanmadır. Adezyon yüzeyindeki pürüzlülük mikrometre seviyesinde ise, buna mikromekanik tutuculuk denir (Duncan ve Philips, 2003; Roberson ve Heymann, 2002; Summitt ve ark., 2006).

2.4.2. Diş Hekimliğinde Adezyon

Diş hekimliğinde, rezin materyallerin diş yapısına adezyonu dört mekanizmada gerçekleşir. Bu mekanizmalar; mekanik, difüzyon, adsorpsiyon ve bu üç mekanizmanın kombinasyonu şeklindedir. Resin tagların oluşumu ve rezinin penetrasyonu mekanik bağlanmaya örnektir. Difüzyon mekanizmasında, kimyasal ya da mekanik olarak bağlanabileceği diş yüzeylerine resin monomerlerin çökmesi meydana gelir. Adsorpsiyon, diş yapısının organik (Tip I kollajen) ve inorganik (hidroksiapatit) yapılarına olan kimyasal bağlanmadır. Resin monomerlerin diş yapılarına bağlanması ise dördüncü mekanizmayı ortaya çıkarır (Gökalp, 2001).

Diş hekimliğinde adeziv sistemlerin kullanılması; Buonocore'un 1955 yılında mikromekanik retansiyon fikrini ortaya atarak mineyi 30 saniye %85'lik fosforik asitle pürüzlendirmesiyle başlamıştır. Bundan önce de 1952'de Kramer ve McLean; gliserolfosfat dimetakrilatın (GPDM) dentinde yaptığı renklemeyi gözlemişlerdir ve dentindeki renklemelerin, hibrit tabakadan kaynaklandığını düşünmüşlerdir (Van Meerbeek, 1998).

Hibrit tabaka ilk olarak 1982'de Nakabayashi tarafından tanımlanmış olup, resin-dentin arasında kuvvetli bağlantıyı sağlayan önemli bir faktör olduğu farkedilmiştir (Van Meerbeek, 2005). Primer ve bond, dentin yüzeyine uygulanınca intertübüler dentine infiltre olur ve burada resin-dentin bileşimi oluşur. Arayüzde oluşan 1-5 µm kalınlığındaki bu tabaka; hibrit tabaka, resin infiltrasyon tabakası olarak isimlendirilir (Alaçam, 2000; Roberson ve Heymann, 2002; Swift, 2002).

Rezin monomerlerin pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde oluşan mikro boşlukları doldurması sonucunda elde edilen mikromekanik bağlanma kavite preparasyonlarında konservatif tedavi yaklaşımlarının gelişmesine yol açmıştır. Rezin esaslı materyal ile mine arasında güvenilir ve sürekli bağlanmanın görülmesi, 1970'lerin sonlarında aynı sonucun dentinde de elde edilip edilemeyeceğinin sorgulanmasına neden olmuş ve bu amaçla fosforik asidin dentin yüzeyinde de kullanılabileceği fikri ortaya atılarak günümüzdeki adeziv sistemlerin ortaya çıkması sağlanmıştır (Breschi ve ark., 2003; Gökalp, 2001).

1955'de Buonocore tarafından diş yüzeyinde tutuculuğu arttırmak için ilk asit uygulaması yapılmıştır.

Kuvvetli bir adezyon olması için; mine ve dentinin yüzey enerjisi, adeziv rezinin yüzey enerjisinden fazla olmalıdır. Rezin-diş arasındaki bağlantıda görülen en büyük sorunlarda biri rezinlerin polimerizasyon sırasında büzölmeleridir. Bu sebeple arayüzeylerde bağlanmanın kuvvetli olması önemlidir. Mineye uygulanan fosforik asitten sonra oluşan 20 MPa'lık makaslama bağlanma dayanım kuvveti, yeterli retansiyonu sağlar ve mikrosızıntı oluşmasını önler (Carneiro ve ark., 2010; Roberson ve Heymann, 2002). Rezin-diş arayüzünde bağlanma kuvvetinin azalması mikrosızıntıya yol açar. Mikrosızıntı; postoperatif hassasiyeti, marjinal bölgelerde renklenmeyi ve tekrarlayan çürüklerin görülme sıklığını artırır (Carneiro ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 1998). İyi bir adeziv uygulanan restorasyonda mikrosızıntı engellenir, ayrıca dişten minimal madde kaybı sağlandığı için kalan diş yapıları da desteklenmiş olur (Van Meerbeek ve ark., 1998).

Adeziv bağlantının başarısızlığında üç kırılma tipi gözlenir;

- Koheziv kırılma: Materyal içerisinde meydana gelen kırılma,
- Adeziv kırılma: Materyal/diş arayüzünde meydana gelen kırılma,
- Mix kırılma: Koheziv ve adeziv kırılmanın kombinasyonu şeklinde meydana gelen kırılma (Karadas ve ark., 2016).

2.4.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemler klinik uygulamalarına göre şu şekilde sınıflandırılır;

- 1) Total etch (etch & rinse) sistemler
- 2) Self etch sistemler
- 3) Universal (multimode) sistemler

2.4.4. Total Etch (Etch & Rinse) Sistemler

Total-etch sistemlerin; iki aşamalı (asit/primer+bond) ve üç aşamalı (asit/primer/bond) uygulama yöntemleri vardır. Üç aşamalı yöntem(asit/primer/bond), altın standart olarak kabul edilir ve mineye bağlantısı daha kuvvetlidir. Ancak her iki yöntem de klinik olarak başarılı kabul edilmiştir. (Jayasheel ve ark., 2017; Loguercio ve ark., 2014; Vermelho ve ark., 2017).

Total etch sistemlerin ilk aşamasında, fosforik asit diş yüzeyine uygulanır ve yıkanır. Asitin ortamdan uzaklaştırılmasıyla smear tabakası ortadan kalkar, peritübüler-intertübüler dentin kanalları 3-5 µm derinliğine kadar açılır ve kollajenler açığa çıkar

böylece yüzeyde bağlanmaya yardımcı mikropöroziteler oluşur. Rezin polimerizasyonunun sonucunda bu mikroretantif alanlar mikromekanik bağlantının gerçekleşeceği yerdir (Van Meerbeek ve ark., 2005; Vermelho ve ark., 2017). Hidroksiapatit kristalleri azalır ve dentin geçirgenliği artar. Dentin geçirgenliği arttığı için dentin yüzeyinin ıslanabilirliği de artar (Phrukkanon ve ark., 2000). Bu durum bağlanmayı olumlu etkiler. Ancak fazla kurutma yapılırsa kollajenler kollabe olur. Rezinin yüzeye penetrasyonunu engeller. Asit uygulamasıyla oluşan dekalsifikasyon derecesini asitin; pH'sı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler (Swift, 2002).

İdeal asitleme yapıldıktan sonra, primer uygulanır. Primer; su, etanol, aseton gibi çözücülerden birini içerir. Aseton, etanol, su gibi çözücüler; rezinin dentin içine nüfuz etmesini sağlar (Swift, 2002; Van Meerbeek ve ark., 1998). Çözücüler içeriklerine göre karşılaştırıldığında, içeriğinde etanol olanların, aseton olanlara göre daha başarılı olduğu gözlenmiştir (Loguercio ve ark., 2014). Primer rezin iki fonksiyonel gruptan oluşur; hidrofobik (metakrilat) grup ve hidrofilik grup (HEMA). Hidrofilik grubun etkisi dentin yüzeyine iken, hidrofobik grubunki rezin yüzeyindedir. Primer, çökmüş olan kollajen ağların içine nüfuz eder ve yüzey enerjisini ve dentinin ıslanabilirliğini artırır. Adeziv uygulamaları sırasında (wet-bonding) asitleme ve yıkama aşamalarından sonra yüzey nemli bırakıldığı için kollajenler çökmez ve sünger şeklinde kalır böylece bağlantı artırılır (Swift, 2002; Van Meerbeek ve ark., 1998).

Üçüncü ve son adım adeziv ajanın uygulanmasıdır. Adeziv ajanlar, hidrofobik bir rezin (BisGMA) ve hidrofilik bir rezin (HEMA) içerebilir. Bazı adeziv sistemler doldurucu içermez fakat dolduru içeriği olan adezivler de (Optibond FL) vardır. Bazı

araştışıcılar bu şekilde adeziv içinde doldurucu mevcut olduğunda restorasyon-diş arasında oluşan stresin azaldığını savunmaktadır. Adezivin rezinin polimerizasyonu sonucunda rezin-kollajen bileşiminden oluşan, submikron düzeyinde görülen tabakaya ‘hibrit tabaka’ denir (Swift, 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003). Hibrit tabakası açılmış dentin kanallarına infiltre olarak ‘rezin tagları’ meydana getirir (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Dentine adeziv uygulandıktan sonra oluşan rezin taglar, vital dişlerde taramalı elektron mikroskobu (SEM)’ndaki görüntüsü; materyalin ıslatılabilmesiyle ilgili bilgi verir. Resin tagların tübüllerin içine paralel olarak yerleşmesi; dentin-rezin bağlantısına katkıda bulunur (Swift, 2002). Buna ek olarak dentin tübülleri tıkanarak mikrosızıntı engellenir. Böylece pulpal irritasyon riski azaltılmış olur (Van Meerbeek ve ark., 1998). Resin taglar iki şekilde gözlenir. Makro-taglar; mine prizmalarının etrafında oluşur. Mikro-taglar, asitlenen pitlere resin dolmasıyla olur. Bu tag oluşumların mine retansiyonuna çok önemli faydaları vardır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Üç aşamalı total etch adezivlerin (asit/primer/bond) uygulanması ciddi lde teknik hassasiyet gerektirir. Bu durum da gelişebilecek hata riskini artırır. İki aşamalı total etch adezivlerin (asit/primer+bond) retilmesinin sebebi de işte bu sorundur. Asitleme iki aşamalı total etch sisteminin ilk basamağıdır sonrasında aynı şişede olan primer ve bond uygulanır. Bu sistemde üç aşamalı sisteme göre daha nemli bir bağlantı oluşturur (Swift, 2002).

Mine seviyesindeki bağlanma gücüne bakıldığında total etch sistemler, self etch sistemlere göre daha başarılıdır (Van Meerbeek ve ark., 2005). Buna rağmen self etch sistemlerle karşılaştırıldıklarında matriks metalloproteinazların (MMP) dentinden

salınımı total etch sistemlerde daha fazladır (Marchesi ve ark., 2014; Vermelho ve ark., 2017). Dentinden salınan MMP'ın artması, kollajen fibrillerde yıkıma yol açar ve adeziv dentin arasındaki bağlantının bozulmasına sebep olur (Pinzon ve ark., 2013; Vermelho ve ark., 2017; Zhang, 2009). Ayrıca total etch sistemler daha başarılı klinik ve laboratuvar sonuçları verirken, postoperatif hassasiyet görülme potansiyeli de yüksektir (Chen ve ark., 2015; Swift, 2002; Takamizawa ve ark., 2016).

2.4.5. Self Etch Sistemler

Total etch adeziv sistemlerdeki asitleme-yıkama aşamaları bu sistemlerde uygulanmaz. Yüzeylerin asitlenmesi ve primer uygulanması aynı anda olduğu için, total etch sistemlere göre kolaylaştırılmış sistemlerdir. Böylece fazla kurutmaya bağlı oluşabilecek hassasiyet riski ve uygulama süresi azaltılmış olur (Roberson ve Heymann, 2002; Swift, 2002; Tsujimoto ve ark., 2017; Van Meerbeek ve ark., 2003). Bu sistemlerde smear tabakası ortadan kaldırılmaz sadece smear tabakası çözünür (Van Meerbeek ve ark., 1998). Self etch adezivler uygulama şekline göre iki çeşittir. İki aşamalı ve tek aşamalı sistemler olarak uygulanırlar. İki aşamalı sistemlerde, aynı şişede olan asit ve primer uygulanır ardından adeziv ajan uygulanır. All-in-one olarak da adlandırılan tek şişe adeziv sistemlerde asit, primer ve bond aynı anda tek bir basamakta uygulanır (Swift, 2002).

Güçlü self etch adezivlerin pH'ları 1 civarındadır. Bundan dolayı derin dentin yüzeyinde demineralizasyon oluşturur (Van Meerbeek ve ark., 1998). Demineralizasyon derinliği yaklaşık 3.5 µm 'dir (Van Meerbeek ve ark., 2005). Smear tabakası çözünür (Giannini ve ark, 2015). Dentin yüzeyinde hidroksiapatit yapısında çözünme olur ve

kollajenler ortaya çıkar. Bu etkiler, total etch sistemlerle benzerdir. Güçlü self etch adezivler dentin yapısında değişime sebep olur. Asit oranının yüksek olduğunda hibrit tabaka pöroz bir hal alır (Van Meerbeek ve ark., 2005). Bu sebeplerden dolayı bağlanma dayanımı önemli derecede düşer (Carneiro ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2003). Adezyon seviyesindeki düşüş, adeziv arayüze çözücü solvent (su) uygulanmasıyla geriye döndürülebilir (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Orta self etch adeziv sistemlerin pH'sı genellikle 2 civarındadır, demineralizasyon derinliği 1µm'dir. Bu yüzeysel demineralize alanlar mikromekanik tutuculuk sağlar ve geride kalan hidroksiapatitleri korur. Oluşan hibrit tabakası, total etch ve kuvvetli self etchler adezivlere göre daha incedir. Buna rağmen bağlanma etkinliği yeterlidir. Geride kalan yapısı bozulmamış hidroksiapatitler kimyasal bağlanmayı sağlar. 10-metakriloloksidil-dihidrojen-fosfat (10-MDP), 4-[2-(metakriloloksi)ethoksikarbonil]fitalik asit (4-MET) gibi karboksilik asit içerikli ve phenyl-P gibi fosfat içerikli monomerler, hidroksiapatitlerin içindeki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanmayı sağlar. Bu bağ, adeziv yapının stabilitesini artırır, böylelikle restorasyonun ömrü uzar (Van Meerbeek ve ark., 2003; Van Meerbeek ve ark., 2005).

Zayıf asidik self etch adezivlerde pH genellikle 2'den yüksektir (Marchesi ve ark., 2014). Bu durum şunlara sebep olur; kavitenin preparasyonundan sonra oluşan smear tabakası etkilenmez, zayıf asidik yapısı mine ve dentin hibridizasyon bölgesinde mikromekanik adezyon sağlar. Fonksiyonel monomerler ve hidroksiapatitler etkileşerek kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat uzun süreli bir hidrofilik yapı oluşturur. Hidroksiapatitlerin korunması ile kollajenlerin hidrolize olmaları engellenir fakat bu durumda adeziv yapısı erken bozulabilir. Mineye bağlanma dayanımları orta seviyedeki

self etch adezivlere göre daha azdır. Primer/ adezivlerdeki çözücülerin arayüzdeki yapılara etkisi incelendiğinde, fazla çözücü olan ajanların adeziv bütünlüğünü zayıflattığı ve infiltre olmuş monomerlerin polimerize edildikten sonra nanosızıntılara sebep olduğu görülmüştür. Böylece arayüz yapıları hidrolitik bozulmalar için uygun hale gelir (Loguercio ve ark., 2014; Van Meerbeek ve ark., 2003).

Total etch adeziv sistemleriyle karşılaştırıldığında self etch adeziv sistemler; postoperatif hassasiyete daha az sebep olmalarına rağmen total etch adeziv sistemleri kadar mine yüzeyinde etkili bir asitletme sağlayamayabilirler. Farklı olarak self etch adezivler uygulanmadan önce mine yüzeyinde asitletme yapıldığı durumlar ‘selektif etch’ olarak adlandırılır (Perdigão ve ark., 2014).

2.4.6. Universal (Multimode) Sistemler

Adeziv prosedürleri günümüzde “tek şişe adeziv” teknolojisiyle uygulama prosedürlerinin kullanımı çok daha kolay, daha hızlı ve teknik hassasiyeti düşük bir şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır (Chen ve ark., 2015; Hanabusa ve ark., 2012).

Adeziv sistemlerin mekanizması; diş dokusundan ayrılan minerallerin yerini rezin içeriğinin doldurmasıyla mikromekanik bağlantı sağlamaya yöneliktir. Total etch sistemlerde fosforik asit uygulaması smear tabakasını uzaklaştırır, dentin yapısında bulunan kollajen lifler açığa çıkar, mine seviyesinde yüzey enerjisi artar (Muñoz ve ark., 2013). Bu sebeple uygulama basamakları doğru yapıldığında total etch adeziv sistemlerde diş yüzey yapısına bağlantı, self etch sistemlere göre daha fazladır (Hanabusa ve ark., 2012). Ancak; total etch sistemlerin teknik hassasiyetinin yüksek olması, işlem sırasında hata yapma risklerini de artırır (Chen ve ark., 2015; Van Meerbeek ve ark., 2003). Asit

uygulandıktan sonra yapılan aşırı kurutma, kollajen ağlarının çökmesine sebep olur ve bu durum bağlantıyı olumsuz etkiler (Chen ve ark., 2015; Muñoz ve ark., 2013). Bununla birlikte total etch adeziv sistemlerin uygulanmasından sonra postoperatif hassasiyet görülme olasılığı artar ve bu durum tedavinin olumsuz yönde cevap vermesine sebep olur (Giannini ve ark., 2015; Takamizawa ve ark., 2016). Total etch adezivlerin sebep olduğu bu sorunlardan dolayı, yeni nesil adeziv sistemlerin arayışını beraberinde getirmiştir.

Self etch sistemlerin uygulamasından sonra daha az postoperatif hassasiyet gözlenmesi total etch sistemlere göre önemli bir avantajdır (Swift, 2002). Ayrıca tek bir şişede adeziv uygulama teknolojisinde adeziv uygulama prosedürleri daha hızlıdır bu sayede teknik hassasiyeti daha düşüktür (Chen ve ark., 2015). Ancak mineyi, self etch adezivlerde asit oranı düşük olduğu için, total etch sistemler gibi etkili asitleyemezler (Takamizawa ve ark., 2016). Bu yüzden dişte olan tutuculukları total etch sistemlere göre daha azdır (Hanabusa ve ark., 2012). Eğer adeziv içerisinde bulunan çözücü yeterli miktarda uzaklaştırılmazsa, hibrit tabaka içinde su içerikli alanlar (water trees) oluşmasına neden olur. Oluşan hibrit tabakanın daha ince olmasına sebep olan bu durum, mikrosızıntılara da yol açabilir (Chen ve ark., 2015). Mine yüzeyinde daha fazla tutuculuk elde etmek için; self etch adezivlerden önce mine kenarlarına asitleme yapıldığında (selektif etch); eğer derin dentin bu asit uygulamasından etkilenirse; sonrasında uygulanan self etch adezivin dentin yapısının derin yüzeylerindeki demineralize bölgelere etki etmesi zorlaşır. Bu durum dentinin tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir (Perdigão ve ark., 2014; Takamizawa ve ark., 2016).

Son yıllarda bazı yeni nesil tek aşamalı adezivler üretilmiştir. Universal veya multimod adezivler olarak adlandırılan bu yeni nesil adeziv sistemler, uygulayıcının

tercihine göre total etch, self etch veya selektif etch modlarında uygulanabilmektedir (Jayasheel ve ark., 2017; Sai ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2016).

Universal adezivler; mine ve dentin yüzeyinde, metal alaşımlarda ve seramiklerde kullanılabilir (Sai ve ark., 2016; Vermelho ve ark., 2017). Bu adezivlerin bazılarının monomerlerinde zirkonya veya silika içerikli seramik bulunmaktadır (Chen ve ark., 2015).

Universal adezivlerden bazılarının içinde 10-MDP monomeri bulunur. Çeşitli çalışmalarda total etch ve self etch sistemlerle karşılaştırıldığında, universal sistemlerin bağlanma dayanımının başarılı yönde değiştiği gösterilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 2011). Bu durumun sebebi universal adezivlerde 10-MDP'nin hidroksiapatitlere kimyasal tutunma sağladığını iddia edilmektedir (Perdigao ve Sezinando, 2013).

10-MDP monomeri kollajen fibrillerin etrafında, sağlam hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağ kurar. Böylelikle hidrolitik bozulmaya karşı dirençli 10-MDP-Ca tuzlarını oluşturmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2011).

Universal sistemlerde; bond uygulamasından önce asit uygulandığında selektif etch ve total etch sistemler gibi minede bağlanma dayanımı artar. Ayrıca dentin yüzeyinde de self etch uygulamasına benzer etki gösterir ve dentinin bağlanma dayanımını artırır (Takamizawa ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2016).

2.5. Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

- Asitle pürüzlendirme

- Aluminyum oksit ile kumlama
- Elmas döner aletler ile pürüzlendirme ve bunların kombinasyonları
- Lazerle pürüzlendirme (Fasbinder, 2006; Van Der Zel ve ark., 2001).

2.5.1. Asitle pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasına olanak tanımaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar. Klasik seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesi ve adeziv olarak yapıştırılabilmesi bu restorasyonların klinik güvenilirliklerini ve başarılarını önemli ölçüde arttırmıştır (Wolfart ve Uphaus, 2007).

Feldspatik porselenlerin yapıştırılmasında rezin yapıştırma simanı ile seramik yüzey arasında en kuvvetli bağlantı hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silan ajanı uygulamasıyla elde edilir (Oyar, 2002). Çalışmalar pürüzlendirilen yüzeydeki kristalin artıklarının uzaklaştırılmasında suyun yetersiz kaldığını ve ultrasonik temizleyicilerin kullanılması gerektiğine dikkat çekmektedirler (Kumbuloglu ve ark., 2005).

Hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi In-ceram, Procera gibi kristalin oranı yüksek seramiklerde tutucu bir yüzey oluşturmakta yetersizken (Oyar, 2002), zirkonyum oksit seramiklerde ise hiçbir etkisi yoktur (Kumbuloglu ve ark., 2005; Wolfart ve Uphaus, 2007)

2.5.2. Kumlama

Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı materyaller porselen yüzeyinden uzaklaştırılarak rezin ile arasındaki tutuculuk artırılır. Seramik veya metal yüzeye alüminyum oksit uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan temizlenmiş pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Bu konuda yapılan araştırmalarda en çok 50 µ veya 110 µ Al₂O₃, 2,5 veya 2.8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm. mesafeden uygulanmıştır (Holand ve Frank, 2000; Sjögren ve ark., 1999). Al₂O₃ içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimi ile karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir (Kern, 1995).

Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği vurgulanmaktadır (Van Der Zelve ark., 2001).

Silika esaslı seramiklerde yüzeye silan uygulanması rezin simanın kimyasal olarak seramik yüzeyine bağlanmasını artırır. Silan molekülü iki fonksiyonludur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki silikon dioksitlere diğer fonksiyonel grubu ile de rezin organik matrikse bağlanarak ko-polimer oluşturur (Awliya ve ark., 1998).

Silanizasyon cam infiltre alüminyum oksit seramiklerde kimyasal bir bağlantı oluşturmaz fakat kumlama sonrası yüzeyin ıslatılmasına yardımcı olur (Awliya ve ark., 1998). Kumlama ve silan uygulanan örneklere klasik Bis-GMA rezin simanlar başlangıçta yeterli bağlanma gücü gösterirken bu bağlantının zaman içerisinde ve termosiklus sonrası klinik olarak kabul edilebilir seviyelerin aşağısına indiği

gösterilmiştir (Kosmac ve ark., 1999).

Kompozite ve silana kimyasal bağlanmaya olanak tanıyan tribokimyasal silika kaplama işlemi alüminyum oksit esaslı tam seramiklerde önerilmektedir. Rocatec sistemi (3M ESPE) bu konuda etkili ve kullanımı kolay bir sistemdir. İki aşamalı kumlama ve silan (ESPE-Sil) uygulanması şeklindedir (Kosmac ve ark., 1999).

2.5.3. Frez ile pürüzlendirme

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı görülmüştür. Bu yöntem, seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşturabilir ve bu kısımlardan restorasyon zayıflayabilir (Della Bona ve Anusavice, 2002).

2.5.4. Lazerle pürüzlendirme

Son yıllarda Er: YAG ve Er Cr: YSGG lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemlerinin çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırıldığı ve bunun rezin simanların bağlanma gücüne etkisi pek çok araştırmaya konu olmuştur (Güven ve Altun, 2007).

Tüm bu bilgilerin ışığında bu tez çalışmasının amacı, dört farklı restoratif materyalin iki farklı yüzey hazırlığı ve universal adezivin iki farklı protokolü uygulanarak termal siklusla yaşlandırma sonrasında kompozit rezin ile tamir yaparak makaslama bağlantı dayanımlarını değerlendirmektir.

Çalışmamızın sıfır hipotezleri ise şunlardır:

1- Uygulanan yüzey işlemleri materyal gruplarının bağlanma değerleri üzerinde anlamlı farklılık oluşturmayacaktır.

2- Silan uygulaması olmadan sadece universal adezivle yapılan tamir sonucunda, cam seramik ve amalgam gruplarının bağlanma dayanım değerleri, kompozit ve hibrit seramik gruplarına göre düşük olacaktır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

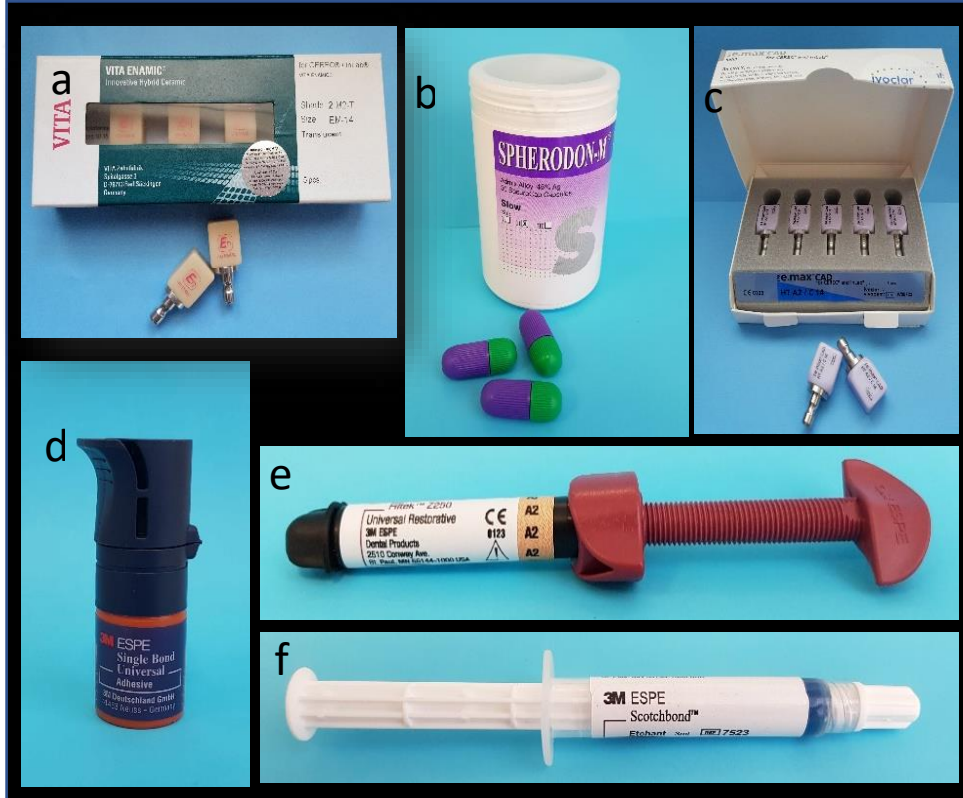
Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemleri uygulanarak ve farklı adeziv uygulama modları kullanılarak hibrit bir kompozit rezin olan Z250 ile 2 farklı CAD/CAM seramik blok, amalgam ve kompozit bloklarının tamiri sonucunda ortaya çıkan bağlanma dayanımı ölçüldü. Örnekler önce her materyal grubu için 2 yüzey işlemi grubuna, daha sonra da adezyon protokollerine göre 2'şer alt grup oluşturulacak şekilde her materyalden 4 grup oluşturularak toplam 16 gruba ayrıldı (n=10). Kullanılan materyaller **Tablo 3.1.** ve **Resim 3.1.**'de verilmiştir:

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyalin adı	Kimyasal kompozisyon	Üretici firma
Vita Enamic	CAD/CAM Seramik (86 wt% feldspatik seramik, 14 wt% polymer)	Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya

IPS e.max CAD	Lityum disilikat içerikli cam seramik	Ivoclar Vivadent (Schann, Liechtenstein)
Spherodon-m/Amalgam	Kompozisyonu Ag %45,5, Sn %31,5, Cu %23	
Hibrit Kompozit Filtek Z250	Organik matriks: BisGMA, UDMA, BisEMA, İnorganik doldurucu: Zirconia/silica doldurucu (0,01-3 5µm %82- %60l)	3MESPE St. Paul, MN, ABD
Single Bond Universal (SBU)	MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezinler, HEMA, Metakrilat modifiye polialkenoik asit kopolimeri (vitrebond), Doldurucu, Etanol, Su İnitatörleri, Silan	3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya
Scotchbond Asit Jel	%34 fosforik asit, su, polietilen, aluminum oxide	3M ESPE, St Paul, MN, ABD

Kısaltmalar; MDP: Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat, HEMA: Hidroksietil metakrilat, GPDM: gliserol fosfat dimetakrilat, BisGMA: Bisfenol A diglisidil metakrilat, UDMA: üretan dimetakrilat, TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat, BisEMA: Etoksilatlı bisfenol A glisol metakrilat, SBU: Single Bond Universal



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller; a: Hibrit Seramik- Vita Enamic, b: Amalgam, c: Cam Seramik- IPS e.max CAD, d: Universal Adeziv- Single Bond Universal, e: Kompozit Rezin-Z250, f: Asit- Scotchbond Asit Jel

Örneklerin hazırlanma aşamasında, amalgam ve kompozit rezin 6mm x 6mm x 6mm ebatlarında metal kalıplara yerleştirilerek hazırlandı. Hibrit Seramik ve Cam Seramik CAD/CAM blok materyalleri ise 150 devir/dk hızda dönen elmas disk yardımı ile kesme cihazında (Micracut 125, Metkon, Bursa, Turkey) 6mm x 6mm x 6mm ebatlarında su soğutması altında kesildi (**Resim 3.2.**). Kesilen cam seramik örneklerin kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda 30 dk. boyunca 860 °C'de (Multimat C, Dentsply, USA) fırınlandı (**Resim 3.2.**). Hazırlanan örnekler (**Resim 3.3**) **Tablo 3.2.**'de verilen şekilde rastgele gruplandırıldı ve grupların karışmaması için asetat kalem ile işaretlendi.

Tablo 3.2. Çalışmamızda hazırlanan materyal grupları.

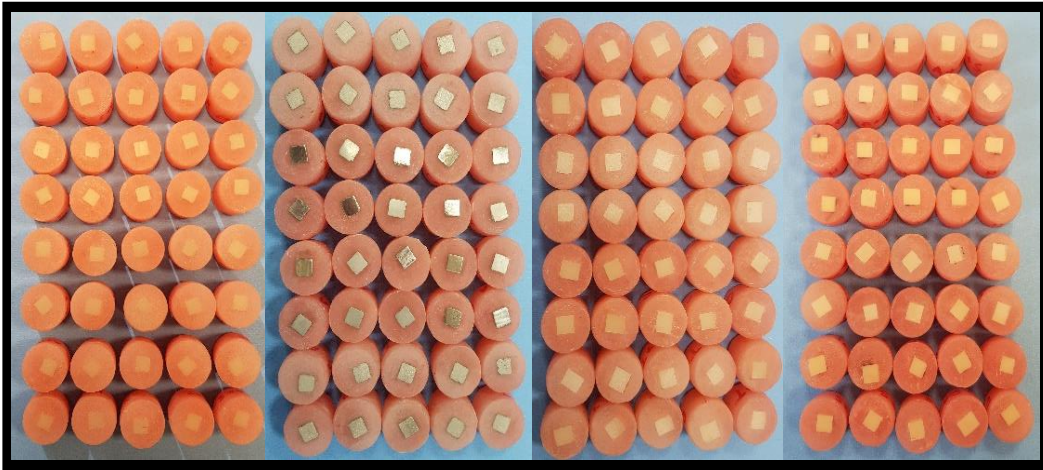
Materyal	Yüzey İşlemi	Adeziv	Gruplar	N Sayısı
Hibrit Seramik	Air Abrazyon	SE	HS-AA-SE	10
		TE	HS-AA-TE	10
	Frezleme	SE	HS-F-SE	10
		TE	HS-F-TE	10
Amalgam	Air Abrazyon	SE	A-AA-SE	10
		TE	A-AA-TE	10
	Frezleme	SE	A-F-SE	10
		TE	A-F-TE	10
Cam Seramik	Air Abrazyon	SE	CS-AA-SE	10
		TE	CS-AA-TE	10
	Frezleme	SE	CS-F-SE	10
		TE	CS-F-TE	10
Kompozit	Air Abrazyon	SE	K-AA-SE	10
		TE	K-AA-TE	10
	Frezleme	SE	K-F-SE	10
		TE	K-F-TE	10

Kısaltmalar HS: Hhibrit Seramik, A: Amalgam, CS: Cam Seramik, K: Kompozit, AA: Air Abrazyon, F: Frezleme, SE: Self-Etch, TE: Total- Etch

Yüzeylere sırasıyla 600, 800 ve 1200 gritlik silikon karbid zımparalar kullanılarak su soğutması ile zımpara yapıldı. Hazırlanan her materyale ait 40 örnek 2 pürüzlendirme yöntemine; Frezleme(F), Air Abrazyon (AA) tabi tutuldu.



Resim 3.4. Termal siklus cihazı.

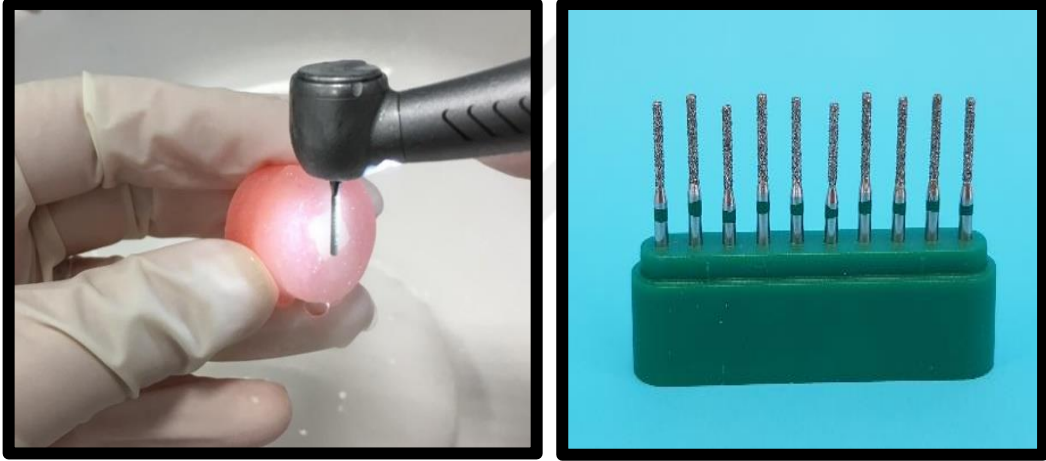


Resim 3.5. Akrilik silindirlere gömülerek hazırlanan örnekler.

3.1. Yüzey Pürüzlendirilmesinde Uygulanan Yöntemler

3.1.1. Frez ile pürüzlendirme

Frezleme ile pürüzlendirilecek gruptaki örneklerin bağlanacak yüzeylerinin tamamı yeşil kuşak fissür frez (No:137L, Hager& Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) ile yüksek devirli türbin kullanarak (KaVo Dental, Biberach, Almanya) 10sn prepare edildi ve her frez sadece 5 örnekte kullanıldı (**Resim 3.6.**).



Resim 3.6. Örneklerin frezle pürüzlendirilmesi ve pürüzlendirme işleminde kullanılan frezler.

3.1.2. Air Abrazyon ile Pürüzlendirme

Örneklerin yüzeyi, 50 μm boyutlarında Al_2O_3 partikülleri (Korox, Bego, Bremen, Germany) kullanılarak, 3 atm basınçla, 10 mm mesafeden, 10 sn süreyle dairesel hareketlerle yüzeye dik gelecek şekilde uygulandı.

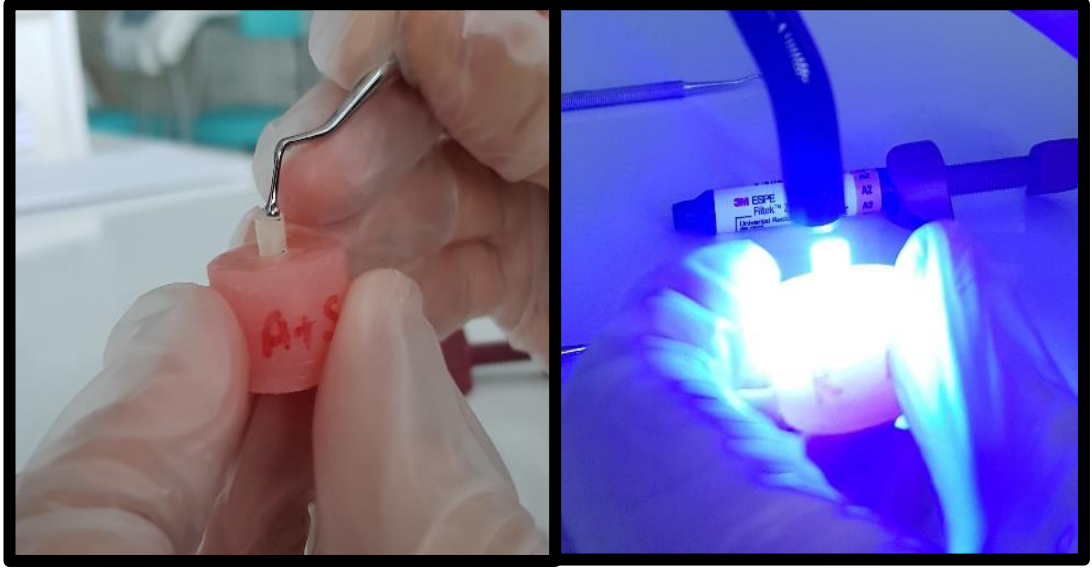
3.2. Adeziv uygulanması

Single Bond Universal (SBU) adeziv, hazırlanan gruplara göre self-etch (SE) ve total-etch (TE) modunda aşağıdaki şekilde uygulandı;

SBU-SE; Adeziv ajan 20 sn. süreyle bond fırçası yardımıyla örneklerin tüm yüzeyine sürüldü. 5 sn. hafif hava ile kurutuldu. 10 sn ışık uygulandı.

SBU-TE; %34'lük fosforik asit 10 sn süreyle yüzeye uygulandı. Hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Adeziv ajan 20 sn. süreyle bond fırçası yardımıyla örneklerin tüm yüzeyine sürüldü. 5 sn. hafif hava ile kurutuldu. 10 sn ışık uygulandı.

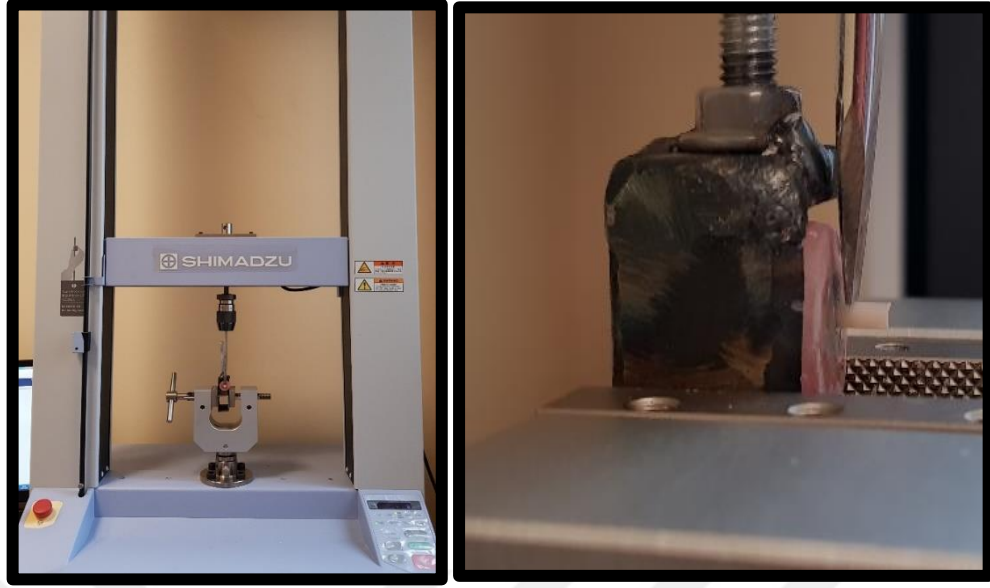
Adeziv uygulama basamakları tamamlandıktan sonra örnekler üzerine kompozit rezinler şeffaf silindir kalıplar (3mm çap, 4mm yükseklik) kullanılarak uygulandı (**Resim 3.7.**). Geleneksel kompozit rezin (Filtek Z250, 3M ESPE, ABD) iki tabaka (2+2mm) halinde uygulandı ve tüm kompozit rezin materyaller 20sn süre ile 1300 mW/cm² ışık yoğunluğunda bir polimerizasyon cihazı uygulanarak sertleştirildi (LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye) (**Resim 3.7.**). Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca %100 nemli bir ortamda bekletildi.



Resim 3.7. Örneklere kompozit rezin yerleştirilmesi

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma değerlerinin elde edilmesi amacıyla üniversal test cihazı (AGS-X Serisi masaüstü tipi, Schimadzu Europa GmbH, Almanya) kullanıldı (**Resim 3.8.**). Test sırasında 0.5mm/dk hızda, bıçak ağzı şeklinde sonlanan bir uç, silindirik şeklindeki kompozit örneğiyle dik açı yapacak şekilde tek noktadan temas ederek kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulandı. Kompozit rezin örneklerin materyallerin yüzeyinden kopma anlarındaki kuvvetler sistemin bağlı bulunduğu bilgisayarda TrapeziumX 1.4.0 programı tarafından kaydedilip bağlanma yüzey alanına bölünerek hesaplandı (N/mm^2).



Resim 3.8. Makaslama bağlanma dayanımı testi

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmadaki sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verildi. Bağlanma dayanımının faktörler yönünden farklılığı için iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi ve üç yönlü varyans (ANOVA) analizinden yararlanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. Hesaplanan değerler $p < 0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi bulguları

Yapılan makaslama bağlanma testinde, 16 farklı deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere, toplam 160 adet örnekte; hibrit seramik, cam seramik, kompozit ve amalgam ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri incelendi. Test edilen gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel sonuçlar **Tablo 4.1.**'de ve **Şekil 4.1.**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı bulguları

		Yüzey Hazırlık İşlemleri		
Materyal	SBU	AA (ort±ss)	F (ort±ss)	Total (ort±ss)
HS	SE	27,14±5,79 (amx)	19,77±3,79 (anx)	23,45±6,08 (ax)
	TE	21,16±2,36 (amy)	18,22±2,2 (amx)	19,69±2,69 (ay)
	Total	24,15±5,28 (am)	18,99±3,12 (a n)	21,57±5,02 (a)
A	SE	12,64±4,57 (bmx)	9,72±3,04 (bmx)	11,18±4,06 (bx)
	TE	12,34±4,97 (bmx)	9,93±3,48 (bmx)	11,14±4,35 (bx)
	Total	12,49±4,65 (bm)	9,83±3,18 (bn)	11,16±4,15 (b)
CS	SE	13,69±2,89 (bmx)	10,28±2,29 (bnx)	11,98±3,08 (bx)
	TE	11,98±0,98 (bmx)	8,86±0,99 (bnx)	10,42±1,87 (bx)
	Total	12,83±2,28 (bm)	9,57±1,87 (bn)	11,2±2,64 (b)
K	SE	25,32±4 (amx)	22,41±3,69 (amx)	23,86±4,03 (ax)
	TE	24,42±4,88 (amx)	24,26±4,99 (cmx)	24,34±4,81 (cx)
	Total	24,87±4,37 (am)	23,33±4,37 (cm)	24,1±4,39 (c)
Total	SE	19,7±7,91 (xm)	15,54±6,5 (xn)	17,62±7,49 (x)
	TE	17,47±6,56 (ym)	15,32±7,12 (xn)	16,39±6,89 (y)
	Total	18,58±7,31 (m)	15,43±6,77 (n)	17,01±7,2

(abc): Materyal (dikey), (xy): Adeziv uygulama modu(dikey), (mn):Yüzey hazırlık işlemleri (yatay). Aynı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p<0.05$, ANOVA, Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma) HS; Hibrit Seramik, A; Amalgam, CS; Cam Seramik, K; Kompozit, AA; Air Abrazyon, F; Frez, SBU; Single Bond Universal, SE; Single Bond Universal- Self Etch modu, TE; Single Bond Universal-Total Etch

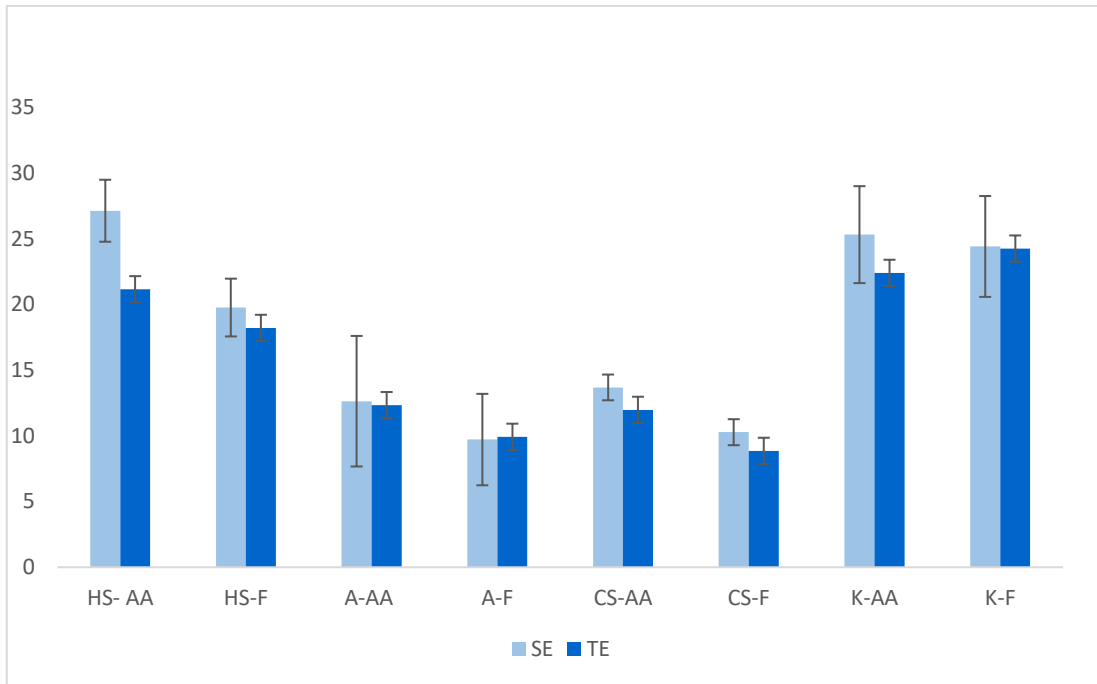
Kaynak	Tip III Kareler		Kareler		Anlamlılık
	Toplamı	df	Ortalaması	F	
Materyal	5564,336	3	1854,779	135,447	,000
Yüzey işlemi	397,694	1	397,694	29,042	,000
SBU	60,072	1	60,072	4,387	,038
Materyal * Yüzey İşlemi	69,067	3	23,022	1,681	,174
Materyal * SBU	108,463	3	36,154	2,640	,052
Yüzey İşlemi* SBU	39,816	1	39,816	2,908	,090
Materyal * Yüzey İşlemi * SBU	29,104	3	9,701	,708	,548

a. R Kare = ,761 (Düzeltilmiş R Kare = ,736)

Tablo 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı (MBD) test sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları

Mikrohibrit kompozit materyalinin (Filtek Z250), farklı yüzey işlemi uygulanmış 4 farklı restoratif materyal yüzeyine yapılan iki farklı tamiri sonucunda oluşan bağlanma kuvveti Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen bu değerler yapışma alanına bölünerek MPa'a çevrildi. Elde edilen ölçüm değerlerine göre gruplar arasında fark olup olmadığını anlamak için 3 yönlü Varyans (ANOVA) analizi yapılmıştır (**Tablo 4.2.**). Gruplar arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD testinden yararlanılmıştır.

Üç yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; çalışmamızda kullanılan materyallerdeki farklılık sonuçları anlamlı yönde etkilemiştir ($p<0,05$). Aynı şekilde farklı yüzey işlemlerinin uygulanması anlamlı sonuç göstermiştir ($p<0,05$). Ve Single Bond Universal adezivinin uygulama modundaki değişiklik çalışmamızın sonuçlarını anlamlı olarak etkilemiştir ($p<0,05$).



Şekil 4.1. Uygulama yöntemlerine ve çalışmada kullanılan materyellere göre elde edilen makaslama bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapmaları değerleri. HS; Hibrit Seramik, A; Amalgam, CS; Cam Seramik, K; Kompozit, AA; Air Abrazyon, F; Frez, SE; Single Bond Universal- Self Etch modu, TE; Single Bond Universal-Total Etch ($p < 0.05$, ANOVA, Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma)

Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde, en yüksek değer Hibrit Seramik materyalinin Air Abrazyon yapılan ve Single Bond Universal adezivin Self-Etch modunda uygulandığı grupta görüldü (HS-AA-SE; $27,14 \pm 5,79$ MPa). En düşük bağlanma dayanım değeri ise Cam Seramik materyalinin frezlendiği ve Single Bond Universal adezivin Total-Etch modunda uygulandığı grupta gözlendi (CS-F-TE; $8,86 \pm 0,99$ MPa).

Materyaller arasında yapılan karşılaştırmada, K en yüksek ortalama değeri göstermiştir. Bunu sırasıyla HS, CS ve A takip etmiştir.

Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, HS ve K grubunun kompozit materyal ile olan bağlanma dayanımı değerleri, A ve CS grubunun kompozitle olan bağlanma

dayanımı değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$). A ve CS grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı farklılık görülmemiştir.

Tüm gruplar içinde AA ve F yapılan gruplar karşılaştırıldığında AA grubu, F grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Tüm rnekler içinde SE uygulanan gruplar TE uygulanan gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek sonuç vermiştir ($p<0,05$).

Materyaller ile yüzey işlemleri karşılaştırıldığında; Kompozit hariç diğer tüm materyallerin AA ve F grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0,05$) ve AA uygulanan gruplar, F gruplarından daha yüksek sonuçlar göstermiştir. Sadece K materyaline ait grupların AA ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Materyallerin adeziv uygulama modlarına göre yapılan karşılaştırmasında HS materyalinin SE ve TE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0,05$). Buna karşın diğer gruplarda aynı durum gözlenmemiş ve SE, TE grupları arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Tüm gruplar içinde SE uygulanan gruplar karşılaştırıldığında HS grubu, diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). K grubu, HS grubundan istatistiksel olarak farklı olmamakla birlikte, daha düşük sonuç vermiş, A ve CS grubundan anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). A ve CS grubunun arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır. TE uygulanan gruplar için yapılan karşılaştırmada K ve HS grubu tüm materyal gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sonuçlar vermiştir ($p<0,05$). En yüksek sonuç

K materyal gruplarında görülmüştür. A ve CS gruplarının birbirlerine göre istatistiksel farklılıkları yoktur.

Yüzey işlemi olarak AA yapılan gruplarda, adeziv uygulama modları değiştiğinde, makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p < 0,05$). Ancak F yapılan gruplarda, adeziv uygulama modları değişse bile bağlanma değerleri arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

AA yapılan gruplar içinde en yüksek bağlanma değeri HS-AA-SE grubunda iken, en düşük değer CS-AA-TE grubunda gözlenmiştir.

F yapılan gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri K-F-TE grubunda iken, en düşük değer CS-F-TE grubunda gözlenmiştir.

F-SE ve F-TE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. Buna rağmen AA-SE ve AA-TE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p < 0,05$).

Elde edilen değerler incelendiğinde, en yüksek değer HS-AA-SE grubunda görüldü ($27,14 \pm 5,79$ MPa). En düşük bağlanma dayanım değeri ise CS-F-TE grubunda gözlemlendi ($8,86 \pm 0,99$ MPa).

AA-SE uygulanan materyal grupları arasında bir değerlendirme yapıldığında, HS ve K grupları diğer materyallerden anlamlı derecede daha yüksek sonuç vermiştir ($p < 0,05$). A grubu CS hariç diğer gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). A ve CS grupları arasında anlamlı farklılık yoktur. CS grubu A hariç diğer gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,05$).

AA-TE uygulanan materyal grupları karşılaştırıldığında, HS ve K arasında anlamlı farklılık bulunmamasına rağmen, HS ve K grubu A ve CS grubundan istatistiksel olarak daha yüksek sonuçlar göstermiştir ($p<0,05$). En yüksek sonuçları K grubu göstermiştir. A grubu CS hariç diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük sonuçlar vermiştir($p<0,05$).



5. TARTIŞMA

Direkt ve indirekt restorasyonlarda meydana gelen lokal kırıkların tamirinde, var olan restoratif materyal ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı oldukça önemlidir. Çalışmamızda kullanılan hibrit seramik olan Vita Enamic, kompozit olarak Z250, lityum disilikat esaslı cam seramik olarak e.max CAD ve amalgam materyallerinin, yaşlandırma sonrası 2 farklı yüzey hazırlığı ve universal adeziv kullanılarak kompozit rezin ile makaslama bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Gruplar arasında ortalama makaslama bağlanma dayanımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmektedir ($p<0.005$). Bu sebeple “Uygulanan yüzey işlemleri materyal gruplarının bağlanma değerleri üzerinde anlamlı farklılık oluşturmayacaktır.” şeklinde kurulan sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrası bağlayıcı ajanın self-etch modunda uygulandığı Vita Enamic materyali, en yüksek bağlantı değerlerini gösterirken, 10 sn. boyunca frezleme yapılan ve %34 fosforik asit ile yüzey pürüzlendirme sonrasında bağlayıcı ajan uygulanan IPS e.max CAD grubunda ise en düşük bağlantı değerleri gözlenmiştir. Vita Enamic materyalinin bağlantı değerlerindeki başarısı Acar’ın hibrit seramiğin kompozit rezinle olan bağlantısını değerlendirdiği çalışmasında da gözlenmiştir (Acar, 2016).

Diş yüzeylerine etkili minimum ve maksimum sıcaklık değerleri hakkında farklı görüşler mevcuttur. Genellikle termal siklus uygulanan çalışmalarda, ısı aralığının alt ve üst limiti, suyun donma ve buharlaşma ısısının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır.

Bu aralıklar; 4-58°C, 4-60°C, 5-55°C, 5-60°C, 10-50°C gibi sıralanmıştır (Kim ve Pfeiffer, 2003; Palmer ve ark., 1992).

Birçok çalışmada ağız içi sıcaklık değişimlerini taklit etmek için İSO standartlarına göre minimum 500 termal siklus uygulanmıştır (Kelly ve Nishimura, 1996). Bizim çalışmamızda kullanılan örneklere uluslararası literatürler tarafından kabul edilen 5°C ile 55°C derecedeki banyolarda bekleme süresi 30 sn. olacak şekilde 10000 kez termal siklus uygulanmıştır.

Yeni materyallerin özelliklerinin geliştirilmesi ve klinik başarısızlıkların tespiti gibi değerlendirmeler yapılırken klinik ve laboratuvar testlerinden yararlanılmaktadır. Klinik testler laboratuvar testlerine göre daha güvenilir olmalarına rağmen hasta takibinde sıkıntılar olabilmekte ve standardizasyonda güçlükler görülmektedir. Bu sebeple laboratuvar testleri daha sıklıkla kullanılır. Böylece daha kısa sürede materyalle ilgili ön bilgiler elde edilebilir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Bu sebeple çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirildi.

Dental materyal ve tekniklerin in vitro olarak değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biri makaslama bağlanma dayanım testleridir. Bu çalışmada da yaygın bir yöntem olması sebebiyle makaslama bağlanma dayanım testi tercih edilmiştir. Hazırlanan örnekler 24 saat sonunda teste tabi tutulduklarında, elde edilen sonuçlar 'immediate bond strength' olarak nitelendirilmektedir (Moll ve ark., 2004).

ISO/TS 11405, makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirilirken yüklerle birlikte uygulanan hızın 0.45-1.05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Yapılan çalışmaların çoğunda makaslama testinde bıçak sırtı şeklinde uç ile, 0.5-1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanarak bağlanma dayanım değerleri belirlenmiştir. (Basaran ve Hamamci, 2011; Burke ve ark., 2008; Celik ve ark., 2006; Lepri ve ark., 2008).

Restoratif materyallerin kompozit rezin ile bağlanma dayanımının değerlendirildiği bizim çalışmamızda da bıçak sırtı şeklindeki uç 0.5 mm/dk hızla restoratif materyaller ile kompozit ara yüzüne kopma oluşana dek uygulandı. Test öncesi başarısızlıklar 0 MPa olarak kaydedildi.

Kalra ve ark., ağız içinde uygulanacak bir tamir materyalinin gerekli olan en düşük bağlantı dayanımı değeri, çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında 8-9 MPa olabileceğini bildirmişlerdir (Kalra ve ark., 2015). Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm materyal gruplarında bu değerlerin sağlandığı görülmüştür. Ancak bu değerlerin kullanılan materyallerin markalarından etkilenebileceğinin dikkate alınması gerektiği ve farklı markalar ile yapılacak çalışmaların yararlı olabileceği öngörülmektedir.

Yeni piyasaya sürülen adezivlerin, bağlanma dayanımı performanslarının değerlendirilmesi, laboratuvar ve klinik çalışmalar ile iki farklı şekilde yapılmaktadır. Uzun dönem klinik çalışmalarda, adezivlerin başarısını değerlendirmek en iyi yöntem olarak kabul edilmesine rağmen, laboratuvar çalışmalarına göre, daha fazla zaman ve iş gücü gerektirmektedir. Laboratuvar çalışmaları ise, adeziv sistemlerin minede, dentinde

ve kendi aralarında ortaya çıkan bağlanma etkinlikleri hakkında kısa sürede sonuç veren ve klinik çalışmalara yol gösteren testlerden oluşmaktadır. Bu nedenle, laboratuvar testleri, adeziv sistemlerin performanslarını değerlendirmede oldukça önemlidir.

Günümüzde diş hekimliğinin, adeziv ajanın uygulama işlemlerinde; basamak sayısının azaltılması, uygulama süresinin kısaltılması ve teknik hassasiyetin giderilmesi gibi yöntemlerle bu süreci kolaylaştırmak üzerine kurgulanan bir yönelimi vardır (Van Meerbeek ve ark., 2003). “Self-Etch” adeziv sistemlerin, “Etch&Rinse” adeziv sistemler ile karşılaştırıldıklarında; uygulama süresi daha hızlı ve post-operatif hassasiyetin daha az olması, bu sistemlerin avantajlarından (Perdigão ve Geraldini, 2013; Unemori ve ark., 2004).

Ancak “Self-Etch” adezivler, daha zayıf asitler içerdikleri için, mineyi yeterince güçlü bir şekilde asitleyememektedirler. Dolayısıyla, mine dokusundaki bağlanma daha zayıf olmakta, bunun sonucunda da mine kenarlarında zamanla mikro-boşluklar ve kenar renklemeleri oluşmaktadır (Peumans, 2010). Bu duruma karşılık; “Self-Etch” sistemlerin uygulanması öncesinde, mine dokusunun seçici olarak asitlenmesi (selective-etching) önerilmektedir (Erickson ve ark., 2009; Frankenberger ve ark., 2008).

Klinik olarak, fosforik asit; sadece minede sınırlı kalarak dentin dokusuna taşmadan uygulaması oldukça zordur. Ayrıca yıkama ve kurutma işlemleri de yapıldığı için, dentin kollajen liflerin büzülür ve hatta çöker böylece adeziv ajanın derinlere nüfuz etmesini önlenir ve nano-sızıntı oluşur. Bunun sonucunda, bağlanma kuvvetinde azalma ve post-operatif hassasiyet oluşur (Hashimoto, 2002; Hashimoto ve ark., 2000).

Bu sorunların yanı sıra, Torii ve ark. ve Proença ve ark. yapmış oldukları çalışmalarda, bazı “Self-Etch” adeziv sistemlerin; asitlenmiş dentin yüzeyine uygulanması ile asitlenmemiş dentine uygulanması arasındaki bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve asitlenen grupta bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür (Proença, 2007; Torii ve ark., 2002). Ayrıca çok aşamalı sistemlerin bağlanma dayanımının, aşamalar arası teknik hassasiyete bağlı olarak pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden etkilendiği literatürde belirtilmiştir (Nakayama, 2004; Yoshida, 2000).

Geleneksel adeziv sistemlerin dezavantajlarını azaltmak ve kullanım kolaylığı sağlamak için hem total-etch hem self-etch modunda hem de selektif asitleme ile birlikte uygulanabilecek, ‘universal’ ya da ‘multi-mod’ olarak adlandırılan yeni bir tek aşamalı kendinden asitli adeziv sistem grubu piyasaya sürülmüştür. Bu yeni sistem ile tek bir adeziv ajan ile, kaviteye ve uygulanan restorasyona göre en uygun olan adeziv uygulamasına karar verilebilir (Loguercio, 2015; Muñoz ve ark., 2013; Sakaguchi ve Powers, 2007).

Son zamanlarda sıklıkla kullanılan bir adeziv olan Single Bond Universal’de (SBU) dimetakrilat monomerler yerine, 10-metakriloloksidil dihidrojen fosfat (MDP) monomeri bulunur. 10-MDP’nin, mine ve dentin arasındaki kimyasal bağlantının stabil ve dayanıklı olmasında önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (Kedici, 2002; Raigrodski, 2004). Daha önceki bir çalışmada kimyasal bağlanmayı sağlayan 10-MDP monomer içeren bir primer ve hidrofobik bir rezinin kombinasyonundan oluşan iki aşamalı bir self-etch adezivin 8 yıl boyunca çok iyi klinik sonuçlar gösterdiği görülmüştür (Sorensen, 1999).

MDP Monomeri Self-Etch performansını artırır, zirkonya, alumina ve metallere primer olmadan kimyasal bağlanabilir (Yeo ve Yang, 2003). Ayrıca içeriğinde bulunan silan, yüzey işleme uygulaması sonucunda doldurucu partiküllerle iyi bir bağlantı sağlar (Abdelaziz ve ark., 2012; Staxrud, 2015).

Silanlar çift fonksiyonlu yapılardır ve hem organik hem inorganik materyallerle bağlantı sağlayabilir. Seramikteki silika (SiO_2) molekülleriyle ile rezinin metakrilat grupları birbiriyle bağlanarak rezin-seramik bağlantısı sağlamlaştırılır (Matinlinna, 2007). Bunun yanında, silan uygulaması seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır. (Blatz ve Sadan, 2003).

Single Bond Universalin içerisinde, polialkenoik asit kopolimeri bulunmaktadır. Bu kopolimerin içerisindeki karboksil gruplarının çoğu hidroksiapatit ile bağlandığı ve fosfat iyonlarıyla yer değiştirerek kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağlar kurduğu belirtilmiştir (Barutçugil ve ark., 2013).

Polialkenoik asit kopolimeri ilk kez bir cam iyonomer siman olan Vitrebond (3M ESPE) içerisinde kullanılmıştır. Bu sebeple Vitrebond kopolimeri olarak adlandırılmaktadır. Self-etch adezivlerin bağlanma mekanizmasında bu kopolimer ve hidroksiapatit arasında meydana gelen kimyasal bağlanma kritik bir rol oynamaktadır (Nakayama, 2004). Bunun yanında, Vitrebond yüksek moleküler ağırlığından dolayı polimerizasyon sırasında monomer yaklaşmasını engellemekte ve konversiyon oranının daha düşük olmasına neden olmaktadır (Muñoz ve ark, 2013).

Kompozit rezin materyaller amalgamdan üstün fiziksel özellikler göstermesine rağmen, posterior bölgede çok geniş madde kayıplarının kompozitle restore edilmesine yönelik hala bazı endişeler mevcuttur. Bu nedenle, amalgamın fiziksel özelliklerinin rezin kompozitin estetik özellikleri ile desteklenmesine yönelik bu iki materyalin kombine kullanımı gündeme gelmiştir (Jessup ve ark., 1998).

Amalgam ve rezin kompozitin birlikte kullanılması minimal invaziv tedavi anlayışını doğurmuştur. Amalgam restorasyonların yenilenmesi sırasında sağlam diş dokusunda fazladan madde kaybı yapılmaktadır. Amalgamın yeni amalgam ile tekrardan tamir edilmesi çok güvenilir bulunmadığı için, adeziv bir yaklaşım uygulanması gerektiği ileri sürülmüştür (Murdoch-Kinch, 2003; Özer ve ark., 2002).

Amalgam ve kompozitin birlikte kullanılacağı durumlarda, bu iki materyalin avantajlarından faydalanabilmek için çalışmalar yoğunlaşmıştır. Özellikle iyi bir kontak sağlamak ve tamir gerekli olduğu durumlarda kombine restorasyonların yapımı yoğunlaşmıştır (Cardash ve ark., 1990).

Amalgam yüzeyi pürüzlendirildiğinde yüzey alanı artarak adezivin amalgamla mekanik kilitlenmesini sağlar. Machado ve ark. amalgam ve kompozit arasındaki en yüksek makaslama bağlanma dayanımının amalgamın air abrazyonla pürüzlendirildiği durularda görüldüğünü ifade etmişlerdir. (Machado ve ark., 2007). Bizim çalışmamızda da tüm materyallerde olduğu gibi, amalgam grupları arasında da air abrazyon yapılan grupların bağlanma değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Günümüzde piyasada bulunan amalgamların çoğu yüksek bakır içerikli amalgamlardır. Bu amalgamlarda korozyona uğrayabilen γ_2 (Sn₈Hg) fazı elimine edilmiştir. Amalgamda bulunan civanın önemli olduğu bilinmektedir ancak amalgama adezyonun mekanizması henüz tam olarak açıklığa kavuşmamıştır. Esas olarak silan monomerleri birbirleri ile siloksan bağı oluştururken, aynı zamanda metal yüzeyindeki oksitlerin hidroksil gruplarıyla da bağlanırlar. Ancak amalgam yüzeyindeki oksit tabakası yeterli değilse kovalent bağları dayanıklı olmaz (Watts ve Devlin, 1992).

Hadavi ve ark. amalgamın yüzeyine asit uygulandığında oksit tabakasının kalkabileceğini ve bununla bağlanma dayanımını azaltabileceğini bildirmiştir (Hadavi ve Hey, 1991). Ancak bizim çalışmamızda amalgam'ın SE ve TE grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Son yıllarda yapılan araştırmalar ile dental seramiklerin yapısı modifiye edilerek kuvvetlendirilmiştir. Yeni geliştirilen teknolojiler ile birlikte fabrikasyon olarak hazırlanmış ve kuvvetlendirilmiş seramik bloklardan CAD (Bilgisayar Yardım ile Tasarım) - CAM (Bilgisayar Yardım ile Üretim) teknolojisi ile üretilen restorasyonlar diş hekimliği pratiğinde giderek yaygınlaşan uygulamalardır (Hickel ve ark., 1997).

CAD/CAM seramik sistemlerin tercih sebebi olmasının bazı nedenleri vardır. Bunlar; ek bir randevuya ihtiyaç duymaksızın hasta başında bitirilmesi, iyi mekanik ve optik özelliklere sahip olması, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlu olmaları gibi özelliklerdir (Lauvahutanon ve ark., 2014).

CAD/CAM hibrit bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara alternatif olarak üretilmişlerdir. Seramikler ile karşılaştırıldığında, hibrit blokların rezin içeriğinden ötürü daha yumuşak olan özellikleri, malzemenin işlenebilirliğine ve esnekliğine katkı sağlar. Öte yandan seramik partikülleri içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırır. Bunlara ek olarak dental CAD/CAM hibrit bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre çok daha kolay üretilir ve onarılabilmektedir (Nguyen ve ark, 2014).

Vita Enamic CAD/CAM blok hibrit seramiktir. Baskın seramik ağı bir polimer ağı ile takviye edilmiştir (%86 ağırlıkta feldspatik seramik, %14ağırlıkta polymer) (Yavuzylmaz ve Arıkan, 1986). Filtek Z250 kompozit rezin mikro hibrit kompozittir doldurucu partikülleri silan kaplı zirkon partiküllerden oluşmaktadır. Single bond universal adezivinin içerisindeki silan içeren primer Vita Enamic ile kimyasal bağlar oluşturduğu yapılan çalışmalarda görülmüştür (Bähr ve ark., 2013). Bir yandan silan içeren primerin metoksi grupları kimyasal olarak Vita Enamic CAD/CAM hibrit seramiğin SiO₂ ve polimer ağı bileşenleri ile bağlantı oluşturduğu; öte yandan silan moleküllerinin metoksi grupları aynı zamanda rezin kompozitin metakrilate grupları ve SiO₂ ile kimyasal bağlantı oluşturduğu ve bu şekilde bağlanma dayanımının artmasına neden olduğunu düşündürmektedir. Vita Enamic bloğun bağlanma değerlerinin diğer seramik materyal olan IPS e.max CAD'e göre daha yüksek olmasının Vita Enamic' in yapısında daha fazla seramik ve nano partikül (%86 ağırlıkta feldspatik seramik %14 ağırlıkta polimer) içermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Seramik yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 ya da 250 µ partikül büyüklüğünde kum kullanılabilirle beraber daha önceki çalışmalarda

çoğunlukla porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 50 μ 'luk Al₂O₃ kullanılmıştır. (Akyıl ve ark., 2010; Kamada ve Atsuta, 1971). Bu nedenle çalışmamızda da hibrit seramik CAD/CAM yüzeylerin kumlanması 50 μ 'luk Al₂O₃ tercih edilmiştir. Seramik materyallerde yüzey pürüzlülüğünün artırılması yüzey enerjisini arttırmakta ve dolayısıyla ıslanabilirliği artırarak rezin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir (Kamada ve Atsuta, 1971; Nagai ve ark., 2005)

Seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aşındırılması ile mekanik bağlantı sağlamak mümkündür (Attia ve Kern, 2004; Blatz ve Sadan, 2003). Ancak frezlerle yapılan pürüzlendirme işlemi, seramiklerin parçalanmasına neden olarak restorasyonların uyumunu kötü etkiler.

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilebilmesi için yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezler kullanılabilir (Blatz ve Sadan, 2003). Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere kıyasla daha pürüzlü yüzeyler elde edilebilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izlerinin ortaya çıktığı, bu yöntemle, seramik yüzeyinde stres yaratan keskin alanlar oluşabildiği ve bu kısımlardan restorasyonun zayıflayabildiği bildirilmiştir. (Della Bona, 1998) Bu uygulamalar yüzey enerjisini ve rezin ile seramik arasındaki yüzey açısını azaltır ve seramiğin ıslanabilirliğini artırır (Leinfelder ve Isenberg, 1989). Yüzey yapısının değiştirilmesi mikromekanik retansiyon sağlar ve daha iyi bir rezin bağlantısı elde edilmesine katkı da bulunur (Trinkner, 1998).

Awliya ve ark. ve Uludamar yaptıkları çalışmalarda, sinterlenmiş yüksek oranda alumina içeren porselen yüzeylerde en iyi bağlanma dayanımını air abrazyon yapılan yüzeylerde tespit ederken, bunu elmas frezle pürüzlendirme yapılan yüzeylerin takip ettiğini bildirmişlerdir. (Awliya ve ark., 1998; Uludamar, 2007). Bizim çalışmamızdaki seramik materyallerinin air abrazyon yapılan gruplarının frezleme yapılan gruplarından daha yüksek sonuç vermesi bu durumla paralellik göstermektedir.

Abdelaziz ve arkadaşları ise adeziv rezin simanların zirkonyum içerikli seramiklerde kumlama ile beraber yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır (Abdelaziz ve ark., 2012) .

Farklı klinik çalışmalar, hasar görmüş kompozit rezinlerin tamir veya yenileme yöntemleri ile sızdırmazlıklarının sağlanabilmesi için güvenilir alternatifler olduğunu göstermiştir (Gordan ve ark., 2006) ve bu yöntemler restorasyonların ömrünü etkin bir şekilde arttırmıştır (Fernandez ve ark., 2015; Martin ve ark., 2013). Öte yandan, son yirmi yılda, yaşlanmış veya kontamine olmuş kompozitlere bağlanma ile ortaya çıkan öngörülemeyen sorunlar göz önüne alındığında, onarım sürecini anlamak ve iyileştirmek için büyük çabalar sarf edilmektedir (Imbery ve ark., 2014).

Eski ve yeni kompozit rezin arasındaki bağlantının üç olası mekanizma ile gerçekleştiği açıklanmıştır: (I) yeni monomerlerin işlem görmüş yüzeyin düzensizliklerine nüfuz etmesiyle mikromekanik tutma; (II) bu monomerlerin kimyasal olarak bağlanması yoluyla; (III) matrise veya açığa çıkan dolgu maddesi parçacıklarına (Cavalcanti ve ark., 2007). Yüzeyin mekanik olarak işlem görmesi; elmas frez ile veya alüminyum oksit ile yüzey kumlama sonucunda elde edilir (Costa ve ark., 2010). Ek

olarak, ağız ortamında uzun süre kalan ve kimyasal yapısı değişen yüzeyel tabakanın kaldırılması, eski kompozit rezinin yüzey enerjisini artırır (Costa ve ark., 2010). Bu sayede bağlantı güçlenir ve “Silan uygulaması olmadan sadece universal adezivle yapılan tamir sonucunda, cam seramik ve amalgam gruplarının bağlanma dayanım değerleri, kompozit ve hibrit seramik gruplarına göre düşük olacaktır.” şeklinde kurulan diğer hipotezimiz kabul edilmiştir.

Seramik ile kompozit rezin arasındaki bağlantıyı sağlamak için, mikro mekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanma olmak üzere, başlıca iki yöntem vardır. Mikro mekanik kilitlenme asit uygulaması ya da air abrazyon ile oluşturulurken, kimyasal bağlanma ise silan bağlayıcı ajan ile sağlanır (Blatz ve Sadan, 2003).

Campos ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, hidroflorik asit uygulanan vita enamic ve feldspatik seramik örneklerde vita enamic daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu durumu silanın kullanımı ile vita enamic içerisindeki kompozit içeriğin rezin siman monomerleri arasında bağlantıyı güçlendirdiğine bağlamışlardır. Bu durum, eski kompozit restorasyonların tamirinde, doldurucusuz rezinin eski ve yeni kompozitler arasında iyi bir bağlanma sağlamasına benzemektedir. (Campos ve ark., 2016; Lucena-Martín ve ark., 2001).

Adeziv sistemlere bir silan maddesi ekleyen universal adeziv üreticileri, silanın restorasyon onarımlarında yararlı etkilerini değerlendirmişlerdir (Ozcan, 2002; Ozcan ve ark., 2010).

Benzer şekilde, bu çalışmada, silan içeren SBU bağlanma kuvvetini arttırmıştır. Bu, iki fonksiyonlu silan moleküllerinin silanole hidrolize edildikten sonra yüzeye yapışması ile açıklanabilir. Silanol grupları, substrat üzerinde, sonunda rezin kompozitinin monomerleriyle reaksiyona giren ve sonuç olarak bağ kuvvetini arttıran bir polisiloksan ağı oluşturur (Ozcan ve ark., 2010).

Lauvahutanon ve ark., ticari kompozit rezin bloklarının mekanik özelliklerini karşılaştırmış ve inorganik doldurucu içeriğinin sıralamasını şöyle göstermiştir: Vita Enamic> Lava Ultimate> Gradia Block> GC Cerasmart> Shofu Block HC. (Lauvahutanon ve ark., 2014).

Çalışmamızda hibrit seramiklerden SBU-SE uygulanan örnekler rezine bağlanma dayanımı anlamında daha başarılı bulunmuştur. En yüksek bağlanma, seramik içeriği en fazla olan Vita Enamic örneklerde tespit edilmiştir. Vita seramikler, içerisinde feldspatik seramik bulundurduğundan ötürü, yüksek değer gösterebilmektedir. Bu durum seramik ve kompozit içeriğe sahip hibrit seramiklerin hem mikromekanik birleşme hemde kimyasal bağlanmayı sağlaması ile açıklanabilir.

Cekiç-Nagas ve ark. Vita Enamic seramiğin, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örnekleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bu nedeni, çalışmalarında Vita Enamic' in, Lava ve Cerasmart seramikleri (sırasıyla kütlece %80 ve %71) ile karşılaştırıldığında daha yüksek doldurucu içeriğine (kütlece %86) sahip olması olarak görülmüştür (Cekic-Nagas ve ark., 2016).

Ayrıca Miyazaki ve ark. doldurucu oranı ile bağlanma kuvveti arasındaki ilişkiyi in vitro bir araştırma ile incelemiş ve bağ kuvvetinin artmış doldurucu içeriğiyle arttığını bulmuştur (Miyazaki ve ark., 1991).

Köseoğlu'nun yaptığı tez çalışmasında, hidroflorik asiti takiben universal adeziv uygulaması yapılan örnekler içerisinde Vita Enamic grubu her üç adeziv uygulamasında da en yüksek değer gösteren silan uygulamalarına benzer sonuçlar göstermişlerdir. Bu durum Vita enamic kullanılacağı zaman, silan uygulamasına çok da gerek olmadan universal adeziv uygulamasıyla yeterli bağlantı sağlanabileceğini düşündürmüştür. (Köseoğlu, 2018).

Park ve ark., benzer şekilde hibrit seramik olan Lava Ultimate ile yaptıkları çalışmada, rezin simana en yüksek bağlanma dayanımı air-abrazyon ile universal adeziv kullanılan örneklerde olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca hidroflorik asit ile universal adeziv örnekleri en düşük bağlanma değerleri göstermiştir (Park ve Choi, 2016).

Blatz ve arkadaşları farklı adeziv rezin simanların 50 µm alüminyum oksit tozu ile kumlanan ve kumlanmayan seramik örneklerin yüzeylerine bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, air abrazyonun bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir (Blatz ve ark., 2010).

Air abrazyon, seramikler ve kompozitler için uygun bir yüzey işlemidir (Özcan ve ark., 2005). Bu aşınma, bazı parçacıkların malzeme yüzeyine karşı basınç altında

atılmasını ve daha düzensiz bir yüzey oluşturulmasını içerir. Air abrazyon'un neden olduğu yüzey pürüzlülüğündeki artış, rezin siman ve seramik arasındaki kenetlenmeyi artırır (de Castro ve ark., 2012). Ek olarak, silika partikülleri ile kaplanmış bir alümina kullanıldığında, hava aşınmasının yarattığı darbe, yüzeyde bir triborokimyasal reaksiyon ile silikatizasyonu hızlandırır.

Seramik yüzeylere asit uygulaması işlemi ortofosforik asit, asidüle fosfat florid veya hidroflorik asit uygulanması ile yapılabilir ve takip eden silan uygulaması ile rezin-seramik bağlantısını güçlendirir (Shiu ve ark., 2007). Asitler, cam içeriği yüksek olan seramiklerde etkilidir fakat yüksek kristalin içerikli seramiklerde etkisizdir.

Porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanılır. Hidroflorik aside göre daha az güçlü bir asittir. Bu asit yalnızca yüzeydeki yüzey pörözitelerini açığa çıkarır ve belirgin bir asitleme paterni oluşturmaz. (Della Bona ve Anusavice, 2002; Della Bona, 1998). Çalışmamızdaki TE gruplarının, SE gruplarından daha yüksek olmaması veya anlamlı ölçüde farklılık oluşturmaması bu durumla açıklanabilir.

Literatürlerde, seramik ile kompozit rezinin optimal bağlanma kuvvetini gösteren net bir bilgi mevcut değildir. Ancak 20Mpa'lık bir değer klinik olarak kabul edilebilir bir sonuçtur. (Papia ve ark., 2014). Bu durum hibrit seramikler için universal adezivlerin klinik anlamda yeterli bağlantı kuvveti sağlayabildiği göstermiştir (Jeaidi ve ark., 2017).

Silika esaslı seramiklerin kırılma yapıları ve bükülme dayanımlarının sınırlı olmasına karşın, adeziv sistem ve kompozit rezin yapıştırma simanı ile başka bir deyişle adeziv simantasyon tekniği ile simantasyon, seramik restorasyonun aynı zamanda destek dışın kırılma direncini arttırmaktadır (Blatz ve Sadan, 2003). Kuvvetli rezin bağlantısının sağlanması, seramik restorasyonun iç yüzeyine mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanmaya bağlıdır. Yüzeyin yeterince aktivasyonunun sağlanabilmesi için pürüzlendirme ve temizleme gerekmektedir (Chen ve Matsumura, 1998). Restorasyon iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile seramik yüzeyinin yüzey alanı artmakta ve yüzeyde mikroboşluklar oluşmaktadır (Ayad ve Fahmy, 2008). Bu amaçla kullanılan yöntemler; mekanik, kimyasal yöntemler veya bu yöntemlerin kombinasyonudur (Güler ve ark., 2006; Kukiattrakoon, 2007). Mekanik yolla pürüzlendirme; seramik yüzeylerinin elmas frez ile pürüzlendirilmesi, alüminyum oksit ile kumlama ya da aşındırmadır. Kimyasal olarak yüzey uygulamaları ise; ortofosforik asit, sülfirik asit, nitrik asit, hidroflorik asit (HF), asitli fosfat florit ve amonyum hidrojen diflorit ile pürüzlendirmeyi takiben silan bağlantı ajanı uygulamasını içermektedir (Pisani-Proenca ve ark., 2006).

Tüm in-vitro çalışmaların sonuçları belirli kriterler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Bu konuda asıl belirleyici olan klinik çalışmaların sonuçları olmalıdır. İn vitro çalışmalarda genellikle göz önüne alınamayan preparasyon dizaynı ve restorasyonun üç boyutlu geometrisi gibi pek çok faktör restorasyonların tamirinin uzun dönem klinik başarısını etkileyebilir. Hipotez üzerine kurulan ve dar bir çerçevede belirlenen parametrelerle ağız içindeki durum yeterince taklit edilemeyebilir (Blatz, 2002).

Çalışmamızda örneklerin restorasyonların geometrik formunu taklit etmeyen düz bir yüzey olarak hazırlanması ve rezin simanların bu yüzeylere bağlanma dayanımlarının ölçülmesi çalışmanın limitasyonlarından biridir.



6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

- AA yüzey işlemi makaslama bağlanma dayanımını arttırmada F ile pürüzlendirme yüzey işleminden daha yüksek değerler vermiştir. Ancak F ile pürüzlendirilen materyal grupları da klinik kullanıma uygun bağlanma dayanımı değerleri vermiştir.
- SBU adezivin asitli ve asitsiz uygulaması materyallerin bağlanma dayanımlarını etkilemiştir. Ancak fosforik asit uygulaması, bağlantı üzerinde beklenen artışı gösterememiştir.
- Hibrit seramik ve kompozit materyalde uygulanan yüzey metodları sonucunda elde edilen bağlanma değerleri, tamir için yeterli görülmüştür. Fakat Amalgam ve Lityum Disilkat içerikli Cam Seramik materyallerin bağlanma değerleri yeterli görülmemiştir. Bu durum, bu materyallerin tamirinde hala Hidroflorik asit ve Silan uygulamasının düşünülmesi gerektiğini göstermektedir.

7. KAYNAKÇA

- Abdelaziz KM, Al-Qahtani NM, Al-Shehri AS, A. A. (2012). Bonding quality of contemporary dental cements to sandblasted esthetic crown copings. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3, 142–147.
- Acar, Ö. (2016). Farklı yüzey hazırlıklarının CAD / CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(3):121-5.
- Akyıl, M. Ş., Yılmaz, A., Karaaliğlu, O. F., & Duymuş, Z. Y. (2010). Shear Bond Strength of Repair Composite Resin to an Acid-Etched and a Laser-Irradiated Feldspathic Ceramic Surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(4), 539–545.
- Alaçam T. (2000). *Dentin ve pulpa tedavileri. Endodonti, II Baskı*.
- Albakry M, Guazzato M, S. M. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380.
- Andersson, M Ogden, A. (1993). A new all- ceramic crown: a densely sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51, 59–64.
- Anusavice K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials. Saunders, 11th ed., Florida*.
- Anusavice KJ, Shen C, R. H. (2013). *Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc*.
- Attia, A. Kern, M. (2004). Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 247–252.
- Awliya, W., Odén, A., Yaman, P., Dennison, J. B., & Razzoog, M. E. (1998). Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica*, 56(1), 9–13.

- Ayad MF, Fahmy NZ, R. S. (2008). Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99, 123–130.
- Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental Materials*, 32(3), 492–501.
- Barutçugil Ç, Kürklü D, Barutçugil K, A. H. (2013). Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine üniversal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(3), 324–30.
- Basaran G, Hamamci N, A. A. (2011). Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers in Medical Science*, 26, 149–56.
- Bates MN. (2006). Mercury amalgam dental fillings: an epidemiologic assessment. *International Journal of Hygiene & Environmental Health*, 209(4), 309–316.
- Bates MN, Fawcett J, Garrett N, Cutress T, K. T. (2004). Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. *International Journal of Epidemiology*, 33(4), 894–902.
- Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, R. A. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry. 5th ed. United States of America, Mosby.*
- Bindl A. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 441–447.
- Blatz MB. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 33, 415–26.
- Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, S. A. (2010). In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to

- zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical Oral Investigations*, 14, 187–192.
- Blatz MB, Sadan A, K. M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 268–74.
- Breschi L, Perdigao J, Lopes MM, Gobbi P, M. G. (2003). Morphological study of resin-dentin bonding with TEM and in-lens FESEM. 16:267-74. *American Journal of Dentistry*, (16), 267–74.
- Burke, T., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(4), 158–65.
- Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, M. P. (2002). Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(1), 7–22.
- Campos F, Almeida C, Rippe M, De Melo R, Valandro L, B. M. (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative dentistry*, 41, 171–178.
- Cardash HS, Bichacho N, Imber S, L. R. (1990). Acombined amalgam and composite resin restoration. *Journal of Prosthetic Dentistry.*, 63, 502–505.
- Carneiro KKGK, Lobato MF, e Souza S, de Almeida Rodrigues P, G. Mf. (2010). (). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. 18(3): 207-214. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207–2014.
- Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, L. E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 17(1), 21–33.
- Cavalcanti, A. N., De Lima, A. F., Peris, A. R., Mitsui, F. H. O., & Marchi, G. M. (2007).

- Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(2), 90–98.
- Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, L. L. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 60, 265–273.
- Celik, E. U., Ergucu, Z., Turkun, L. S., & Turkun, M. (2006). Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8(5), 319–325.
- Chen, M. (2010). Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–60.
- Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, Chen J-H, Pashley DH, T. F. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, 43(5), 525–536.
- Chen JH, Matsumura H, A. M. (1998). Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *Journal of Dentistry*, 26, 53–58.
- Chin G, Chong J, Kluczevska A, Lau A, Gorjy S, T. M. (2000). The environmental effects of dental amalgam. *Australian Dental Journal*, 45(4), 246–249.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, P. C. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Researchs* 23, 45–61.
- Coldea A, Swain MV, T. N. (2013). Mechanical properties of polymerinfiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29, 419–26.
- Costa, T. R. F., Ferreira, S. Q., Klein-Júnior, C. A., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2010).

- Durability of Surface Treatments and Intermediate Agents Used for Repair of a Polished Composite-a. *Operative Dentistry*, 35(2), 231–237.
- Craig RG, P. J. (2002). *Restorative Dental Materials. 11 th ed. Missouri: Mosby, Inc.*
- Crispin, J. (1994). Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. İçinde *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. 3rd Ed* (ss. 60–71).
- Dayangaç, G. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. İçinde *Kompozit Rezin Restorasyonlar*.
- Dayangaç, G. (2002). Direkt Posterior Kompozitler. *Türk Dişhekimleri Birliği Derneği Dergisi*, 71, 24–27.
- de Castro, H. L., Corazza, P. H., Paes-Júnior, T. de A., & Della Bona, A. (2012). Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dental Materials*, 28(11), 1191–1197.
- Della Bona, A., & Anusavice, K. J. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International journal of prosthodontics*, 15(2), 159–67.
- Della Bona A, V. N. R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 74, 1591–1596.
- Della Bona A, V. N. R. (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *American Journal of Dentistry*, 11, 276–280.
- Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, D. LA. (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *The Journal of the European Ceramic Society*, 23(15), 2975–2982.
- Dodes JE. (2001). The amalgam controversy. An evidence-based analysis. *Journal of*

- American Dentists Association, 132(3), 348–356.*
- Drummond, J. L., Cailas, M. D., & Croke, K. (2003). Mercury generation potential from dental waste amalgam. *Journal of Dentistry, 31(7), 493–501.*
- Duncan LL. Philips. (2003). *Science of Dental Materials. Twelfth Edition Inc 2003;381-98. 1-3.*
- Duret, F Preston, J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry, 1, 150–154.*
- E. A. (1999). *Diş Hekimliğinde Porselen. (3. Baskı) İ. Ü. Basımevi, İstanbul.*
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: A comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials, 25(11), 1459–1467.*
- Fasbinder, D. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of American Dentists Association, (137), 22–31.*
- Fasbinder DJ. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 31(9), 702–704.*
- Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *Journal of American Dentists Association, 135, 11–16.*
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., & Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *The Journal of Adhesive Dentistry, 10(5), 339–44.*
- Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, T. J. (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian Dental Journal, 26(1), 3–10.*
- Gordan, V. V., Shen, C., Riley, J., Mjör, I. A. (2006). Two-year clinical evaluation of

- repair versus replacement of composite restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(3), 144–153.
- Gökalp S, K. A. (2001). Dentin adezivler. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, (25), 44–51.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, S. M. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials: Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456.
- Güler, A. U., Yılmaz, F., Yenisey, M., Güler, E., & Ural, C. (2006). Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(1), 21–25.
- Güven, G Altun, C. (2007). Restoratif dişhekimliğinde bağlanma kuvveti testleri. *Türk Dişhekimliği Birliği Dergisi*, 67(14), 4–8.
- Hadavi F, Hey J H, A. E. (1991). Shear bond strength of composite resin to amalgam:an experiment in vitro using different bonding systems. *Operative Dentistry*., 16, 2–5.
- Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, D. M. J. (2012). Bonding effectiveness of a new “multi-mode”adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475–484.
- Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Tay, F. R., Kaga, M., Kudou, Y., Kubota, M. (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 306–311.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, O. H. (2000). In vivo Degradation of Resin-Dentin Bonds in Humans Over 1 to 3 Years. *Journal of Dental Research*, 79(6), 1385–1391.
- Hervás-García, Adela, Miguel Angel Martínez-Lozano, Jose Cabanes-Vila, Amaya

- Barjau-Escribano, and P. F.-G. (2006). Composite Resins. A Review of the Materials and Clinical Indications. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 11(2), 215–20.
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremers, L. (1997). CAD/CAM - Fillings of the future? *International Dental Journal*, 47(5), 247–258.
- Holand W, Frank M, R. V. (2000). A comparison of micro structure and properties of IPS Empress II and IPS Empress glass ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research.*, 53, 297–303.
- Hooshmand T, Parvizi S, K. A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *The Journal of Prosthodontics*, 17(5), 415–419.
- Imbery, T., Gray, T., DeLatour, F., Boxx, C., Best, A., & Moon, P. (2014). Evaluation of Flexural, Diametral Tensile, and Shear Bond Strength of Composite Repairs. *Operative Dentistry*, 39(6), E250–E260.
- Jayasheel A, Niranjana N, Pamidi H, S. M. (2017). Comparative Evaluation of shear Bond Strength of universal Dental Adhesives-An in vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(7), 892.
- Jeaidi, Z. A. Al, Alqahtani, M. A., Awad, M. M., Rodrigues, F. P., Alrahlah, A. A. (2017). Bond strength of universal adhesives to air-abraded zirconia ceramics. *Journal of Oral Science*, 59(4), 565–570.
- Jessup JP, Vandewalle KS, Hermes CB, B. D. (1998). Effects of surface treatments on amalgam repair. *Operative Dentistry*, 23, 15–20.
- Johnston JF, Dykema RW, Phillips RW, G. C. (1986). *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. Baskı. WB Saunders Co.

- Jung M, Sehr K, K. J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*, 32, 45–52.
- Kalra, A., Mohan, M., Gowda, Em. (2015). Comparison of shear bond strength of two porcelain repair systems after different surface treatment. *Contemporary Clinical Dentistry*, 6(2), 196.
- Kamada K and Atsuta M. (1971). The principles and practice of electron microscopy. *Journal of Oral Biology*, 13, 85–94.
- Karaaliođlu, OF, Duymuş, Z. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 18, 25–32.
- Karadas M, Cantekin K, Gumus H, Ateş SM, Duymuş, Z. (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(5), 403–411.
- Kedici S. (2002). Tam seramikler. *Türk Dişhekimleri Birliği Derneği Dergisi*, 71, 78–80.
- Kelly JR, Nishimura I, C. S. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–31.
- Kern M, Sasse M, W. S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of American Dental Association*, 143(3), 234–240.
- Kern M, T. V. (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(3), 240–49.
- Kim JY, Pfeiffer P, N. W. (2003). Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 184–9.
- Koray, F. (2002). Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları: Kompozitin ön dislerde

- kullanımı. *Türk Dişhekimleri Birliği Derneği Dergisi*, 71, 16–23.
- Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., & Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15(6), 426–433.
- Köseoğlu, B. (2018). *Hibrid cad/cam seramiklerin farklı yüzey işlemleri uygulanması sonrasında rezin siman ile olan bağlantı dayanımının incelenmesi.*(Tez çalışması)
- Kukiattrakoon B, T. K. (2007). The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 17–23.
- Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Toksavul S, V. P. (2005). Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation.*, 32(2), 128–33.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Okı, M., Arksornnukıt, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Journal of Dental Materials*, 33(5), 705–710.
- Leinfelder KF, L. J. (1988). *Clinical restorative materials and techniques.*
- Leinfelder KF, Isenberg BP, E. M. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of American Dentists Association.*, 118, 703–7.
- Lepri, T. P., Souza-Gabriel, A. E., Atoui, J. A., Palma-Dibb, R. G., Pecora, J. D., & Milori Corona, S. A. (2008). Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium : yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 20(6), 386–392.

- Liu, PR Essig, M. (2008). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8), 482–493.
- Loguercio, A. D., Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Hass, V., Reis, A., & Perdigão, J. (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of Dentistry*, 43(9), 1060–1070.
- Loguercio A, Luque-Martinez I, Muñoz M, Szesz A, Cuadros-Sánchez J, R. A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative dentistry*, 39(6), 652–662.
- Lorscheider FL, Vimy MJ, S. A. (1995). Mercury exposure from “silver” tooth fillings: emerging evidence questions a traditional dental paradigm. *Faseb Journal*, 9(7), 504–508.
- Lucena-Martín C, González-López S, de M. J.-R. (2001). The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 481–488.
- Lundvall, P. K., Ruyter, E., Rønold, H. J., & Ekstrand, K. (2009). Comparison of different etching agents and repair materials used on feldspathic porcelain. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7–8), 1177–1186.
- Lutz, F., R. W. P. (1983). A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480–88.
- Machado C, Sanchez E, Alapati S, Seghi R, J. W. (2007). Shear bond strength of the amalgam-resin interface. *Operative Dentistry*, 32, 341–346.
- Marchesi, G., Breschi, L., Frassetto, A., Mazzoni, A., Cadenaro, M., Apolonio, F., ... Tay, F. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system : 1-Year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603–612.

- Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, B. L. (2014). Adhesive performance of a multimode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603–612.
- Marti, J., Gordan, V., Mjor, I., Bersezio, C., Estay, J., & Andrade, M. F. De. (2014). Can repair increase the longevity of composite resins ? Results of a 10-year clinical trial. *Journal of dentistry*, 3, 3–10.
- Martin, J., Fernandez, E., Estay, J., Gordan, V., Mjor, I., & Moncada, G. (2013). Minimal Invasive Treatment for Defective Restorations: Five-Year Results Using Sealants. *Operative Dentistry*, 38(2), 125–133.
- Matinlinna J, V. P. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34, 622–630.
- McLaren, E. (2011). CAD/CAM dental technology. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 32(4), 73–6.
- Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, M. B. (1991). Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. *Journal of dentistry*, 19, 301–303.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, T. Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Journal of Dental Materials*, 28(1), 44–56.
- Miyazaki T, H. Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97–106.
- Moll, K., Fritzenschaft, A., & Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence international*, 35(10), 845–52.

- Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, M. A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal Of Mechanical Behavior Biomedical Materials*, 20, 113–25.
- Mosby SL. (2005). *The Glossary of Prosthodontic Term. (8.ed)*.
- Muñoz, M., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N., & Loguercio, A. (2015). *In Vitro* Longevity of Bonding Properties of Universal Adhesives to Dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282–292.
- Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, B. N. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411.
- Murdoch-Kinch CA, M. M. (2003). Minimally invasive dentistry. *Journal of American Dentist Association*, 134, 87–95.
- Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, M. H. (2005). Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(8), 598–605.
- Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., ... Van Meerbeek, B. (2004). Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), 454–458.
- Nguyen J, Ruse D, Phan A, S. M. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 93, 62–67.
- O'Brien, W. (2002). *Dental materials and their selection. 3rd edition. Chicago (IL): Quintessence*.
- Otto, T De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International*

- Journal of Prosthodontics.*, 15, 122–128.
- Oyar P. (2002). *Farklı Di Preperasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi.*
- Ozcan, M. (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 469–472.
- Ozcan M, Schoonbeek G, Gökçe B, Cömlekoglu E, D. M. (2010). Bond strength comparison of amalgam repair protocols using resin composite in situ ations with and without dentin exposure. *Operative Dentistry*, 35, 655–62.
- Özcan M, Alander P, Vallittu P, Huysmans M-C, K. W. (2005). Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16, 21–27.
- Özdabak HN. (2006). *Amalgam dolguların plazma ve tükürük civa konsantrasyonları ve bazı antioksidan seviyeleri üzerine etkiler.*
- Özer F, Ünlü N, Öztürk B, S. A. (2002). Amalgam repair: Evaluation of bond strength and microleakage. *Operative Dentistry*, 27, 199–203.
- Palmer, D. S., Barco, M. T., & Billy, E. J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325–327.
- Papia E, Larsson C, Toit M, S. P. (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 102, 395–413.
- Park, J., & Choi, Y. (2016). Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 275–284.

- Perdigão, J., Sezinando, A., & Monteiro, P. C. (2013). Effect of Substrate Age and Adhesive Composition on Dentin Bonding. *Operative Dentistry*, 38(3), 267–274.
- Perdigão J, Geraldeli S, H. J. (2013). Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4), 284–285.
- Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, L. A. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative Dentistry*, 39(2), 113–127.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176–1184.
- Phrukkanon S, Burrow M, Hartley P, T. M. (2000). The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials*, 16(4), 255–265.
- Piconi, C Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1–25.
- Pinzon LM, Watanabe LG, Reis AF, Powers JM, Marshall SJ, M. G. (2013). Analysis of interfacial structure and bond strength of self-etch adhesive systems. *American Journal of Dentistry*, 26(6), 335.
- Pisani-Proença, J., Erhardt, M. C. G., Valandro, L. F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M. V., Del Castillo-Salmeron, R., & Bottino, M. A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 412–417.
- Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Erhardt, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F., Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch

- adhesive systems. *Dental Materials*, 23(12), 1542–1548.
- Raigrodski AJ. (2004). Contemporary all ceramic fixed partial dentures:a review. *Dental Clinics of North America*, 48, 531–44.
- Reich, S Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1765–1772.
- Reich S, H. H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 44–49.
- Richardson, G. M., Wilson, R., Allard, D., Purtill, C., Douma, S., & Gravière, J. (2011). Science of the Total Environment Mercury exposure and risks from dental amalgam in the US population , post-2000. *Science of the Total Environment, The*, 409(20), 4257–4268.
- Ritzberger C, Apel E, H. W. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM technologies. *Dental Materials*, 3, 3700–3713.
- Roberson TM, Heymann HO, S. E. (2002). *Sturdevant's Art &Science of Operative Dentistry. Fourth Edition Missouri: Mosby, Inc 2002;235-61.*
- Roberson TM, Heymann HO, S. E. (2006). Biomaterials. İçinde *Sturdevant''s Art and Science of Operative Dentistry* (ss. 137–242).
- Roberson TM, Heymann HO, S. E. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Gürgan S (Çev), 5. Baskı, Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri.*
- RW, Phillips, . (1991). *Skinner''s selence of dental materials.*
- Sai K, Shimamura Y, Takamizawa T, Tsujimoto A, Imai A, Endo H, Barkmeier WW, Latta MA, M. M. (2016). Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *Journal of dentistry*, 54, 56–61.

- Sakaguchi, RL. Powers, J. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials, ed 13. Philadelphia: Mosby.*
- Sakaguchi RL, Powers, J. (2007). *Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier, Mosby, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, New Delhi, India, , 12th Edition.*
- Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, B. A. (2014). Cerec CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantology*, 7(3), 57–70.
- Seghi, RR Sorensen, J. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8, 239–246.
- Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, P. J. (2015). Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6 month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*, 31, 236–46.
- Shahdad, S. A., & Kennedy, J. G. (1998). Bond strength of repaired anterior composite resins: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 26(8), 685–694.
- Shillingburg HT HS, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett, S. (1997). *All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co.*
- Shiu P, De Souza-Zaroni C, Eduardo CDP, Y. M. (2007). Effect of feldspathic Ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery*, 25, 4.
- Silva, NR Witek, L Coelho, PG Thompson, VP Rekow, ED Smay, J. (2011). Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 93–9.
- Sjögren G, Lantto R, Granberg Å, Sundström B-O, T. A. (1999). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 12, 122–8.

- Sorensen, J. A. (1999). The IPS Empress 2 System: Defining the Possibilities. *Qdt*, 2, 153–163.
- Staxrud F, D. J. (2015). Silanising agents promote resin-composite repair. *International dental journal*, 65, 311–315.
- Summitt JB, Robins JW, Hilton TJ, S. R. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry. Third Edition Inc 2006;183-248.*
- Swift EJ. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature, 24(5), 456–461.
- Şahin, E Aktaş, G Özcan, N Aydın, DH Akça, K. (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 41–46.
- Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, M. M. (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials*, 32(2), 9–21.
- Torii, Y., Itou, K., Nishitani, Y., Ishikawa, K., & Suzuki, K. (2002). Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 15(5), 305–308.
- Trinkner T, R. L. (1998). Esthetic restoration of anterior dentition with metalfree restorative material. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19(12), 1248.
- Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, M. M. (2017). Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *European Journal of Oral Sciences*, 125(3), 215–222.

- Turgut MD, Attar N, Ö. S. (2003). Turgut MD, Attar N, Ölmez S. Akışkan ve Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler. *Türk Diş Hekimliği Birliği Derneği*, 74, 91–92.
- Tysowsky GW. (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3), 112–113.
- Uludamar, A. (2007). Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Unemori, M., Y, M., Akashi, A., Goto, Y., & Akamine, A. (2004). Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *American journal of dentistry*, 17(3), 191–195.
- Van Der Zel JM. Vlaar S, De Ruiter WJ, D. C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 261–7.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, V. G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, V. G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry* .26(1), 1–20.
- Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, S. K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*, 24(1), 1–13.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K (2010). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28.
- Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, G. M. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral*

- investigations*, 21(5), 1707–1715.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, 42(7), 800–807.
- Watts D C, Devlin H, F. J. E. (1992). Bonding characteristics of a phosphonated anaerobic adhesive to amalgam. *Journal of Dentistry*, 20, 245–249.
- Wolfart S., Uphaus A., K. M. (2007). Fracture strength of all-ceramic posterior inlay retained fixed partial dentures. *Dental Materials*, 23(12), 1513–20.
- Yamamoto M. (1985). *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*. Baski. Quintessence Publishing Company.
- Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41–48.
- Yavuzyılmaz H, Arıkan A, Y. B. (1986). Kompozit rezinler. *Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 32–39.
- Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, K. E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, 22, 49.
- Yazıcı RA, Çelik Ç, Ö. G. (2004). Microleakage of different resin composite types. *Restorative Dentistry*, 35, 790–794.
- Yeo IS, Yang JH, L. J. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 459–64.
- Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Yoshioka, M., Snauwaert, J., Abe, Y., ... Okazaki, M. (2001). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of Dental Research*, 80(6), 1565–1569.
- Yoshida, Y., VanMeerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L.,

- Lambrechts, P., Wakasa, K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 79(2), 709–714.
- Yücel, T. (1985). Kompozit dolguların sınıflandırılması ve değerlendirilmesi. *Türk Diş Tabipler Cemiyeti Bülteni*, (6), 1–13.
- Zaimoğlu A, C. G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara. Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zaimoğlu A, C. G. (2011). Yapıştırma simanları ve simantasyon. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. İçinde *Sabit Protezler*. 2 (ss. 255–288).
- Zhang Sc, K. M. (2009). The Role of Host-derived Dentinal Matrix Metalloproteinases in Reducing Dentin Bonding of Resin Adhesives. *International Journal Of Oral Science*, 1(4), 163.
- Zhang Z-y, Tian F-c, Niu L-n, Ochala K, Chen C, Fu B-p, Wang X-y, Pashley DH, T. F. (2016). Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *Journal of dentistry*, 45, 43–52.

8. ÖZGEÇMİŞ

27 Mayıs 1991’de Giresun’da doğdum. İlkokul öğrenimi Yeşilgiresun İlköğretim Okulu’nda tamamladım. Daha sonra Giresun Fen Lisesi’nde lise eğitimimi tamamladım.

2009 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde eğitimime başladım ve 2014 yılında mezun oldum.

2016 yılında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: zulaltekiroglu91@gmail.com

Telefon numarası: 0(541) 793 27 73