

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI SİLAN UYGULAMALARININ  
HİBRİT SERAMİK İLE REZİN SİMAN ARASINDAKİ  
BAĞLANTIYA ETKİSİ**

**Dt. Telman İSKENDER**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Mustafa ÖZARSLAN**

Bu tez Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2018-3101  
proje numarası ile desteklenmiştir.

**2019-ANTALYA**

## ONAY SAYFASI

Telman İSKENDER tarafından sunulan bu çalışmaya jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 14/02/2019 tarihinde, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

İmza

**Danışman:** Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Mustafa ÖZARSLAN  
Akdeniz Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

.....  
.....

**Jüri Üyesi:** Prof. Dr. S. Süha TÜRKASLAN  
Süleyman Demirel Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

**Jüri Üyesi:** Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN  
Akdeniz Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

.....  
.....

**Jüri Üyesi:** Doç. Dr. Ömer KIRMALI  
Akdeniz Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

.....  
.....

**Jüri Üyesi:** Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN  
Akdeniz Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi

.....  
.....

Bu tez, 06/02/2019 tarih ve 6/20 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

**Diş Hekimliği Fakültesi**

**Kurum Yöneticisi**

.....  
.....

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

**Dt. Telman İSKENDER**

İmza

Tez Danışmanı

**Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Mustafa ÖZARSLAN**

İmza

## TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her zaman her konuda hoşgörü ve sabırla yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, daima destek olan değerli hocam ve tez danışmanım **Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Mustafa ÖZARSLAN**'a,

Engin klinik deneyimleriyle bana katkıda bulunan değerli hocalarım **Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN**, **Doç. Dr. Ömer KIRMALI** ve **Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN**'e,

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli **Öğr. Gör. Dr. Nurullah TÜRKER**'e,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan zevk aldığım diğer **mesai arkadaşlarıma**,

Benim bu günlere gelmemde maddi ve manevi en büyük katkısı olan, varlıklarıyla bana huzur veren sevgili **anne** ve **babama**,

Bu süreçte beni her daim anlayışla karşılayan hayat arkadaşım, ebedi destekçim sevgili **eşime** ve hayatımıza anlam katan **Ömer** ve **Yiğit**'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Amaç:** Güncel diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi ve buna bağlı olarak bu sistemlerle kullanılacak adeziv teknikler hızla değişmekte ve gelişmektedir. Bu çalışmanın amacı bir CAD/CAM materyali olan hibrit seramik örneklerle farklı bağlanma ajanları uygulayarak hibrit seramik–rezin siman arası bağlantının makaslama bağlanma dayanımını ölçmek ve elde edilecek sonuçlar doğrultusunda uygun simantasyon protokolünü tespit etmektir.

**Yöntem:** Bu çalışmada CAD/CAM materyali olan hibrit seramik kullanıldı. Simantasyon için bir dual-cure rezin siman materyali ile birlikte silan içeren ve içermeyen olmak üzere iki farklı bonding ajanı ve iki farklı silan materyali kullanıldı. Toplam 120 adet hibrit seramik örnek rastgele 6 gruba ayrıldı (n=20). Biri kontrol grubu olmak üzere, 4 farklı gruba 4 farklı bağlanma ajanı ve bir gruba hidroflorik asit ve bir bağlanma ajanı uygulandı. Tüm örneklerle termal siklus uygulandı ve altı farklı grubun rezin simanla makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldı. İstatistiksel analiz için SPSS 23.0 programı kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p<0,05$  olarak kabul edildi.

**Bulgular:** Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası elde edilen değerlerin istatistiksel analizi sonucunda, herhangi bir bağlanma ajanı uygulanmamış grubun bağlanma değerlerinin diğer gruplardan istatistiksel olarak farklı olduğu ve en düşük değere sahip olduğu bulundu ( $p<0,05$ ). Bununla birlikte, silan bazlı universal bonding ajanı diğer gruplardan daha yüksek bağlanma değeri göstermesine rağmen, herhangi bir bağlanma ajanı uygulanmamış grubun dışındaki tüm diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ).

**Sonuç:** Bu çalışmanın sınırları dahilinde, hibrit seramik materyalinden üretilen restorasyonların bu çalışmada kullanılan tüm bağlanma ajanları ile simantasyonu önerilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM hibrit seramik, rezin siman, makaslama bağlanma dayanımı, bağlanma ajanı.

## ABSTRACT

**Objective:** In the current dentistry CAD / CAM technology and adhesive systems that using in this technology are rapidly changing and developing. The aim of this study is to measure the shear bond strength between hybrid ceramic and resin cement by applying different bonding techniques to hybrid ceramic samples which are CAD/CAM material and to determine the most suitable cementation protocol according to the results obtained.

**Method:** In this study, a CAD/CAM material with hybrid ceramic content was used. For cementation were used a dual-cure resin cement material, two different silane materials, silane based bonding agent and bonding agent without silane. A total of 120 hybrid ceramic samples were randomly divided into 6 groups (n = 20). The first was the control group, to other 4 different groups were applied 4 different bonding agents and to last group were applied hydrofluoric acid and one bonding agent. Thermal cycling was applied to all samples and the shear bond strength values of the six different groups were compared. SPSS 23.0 program was used for statistical analysis. The level of statistical significance was accepted as  $p < 0,05$ .

**Results:** As a result of the statistical analysis of the values obtained after the shear bond strength test, it was found that the bonding values of the group without any bonding agent were statistically different from the other groups and had the lowest value ( $p < 0,05$ ). However, although the silane-based universal bonding agent showed higher bonding values than the other groups, no statistically significant difference was observed between all the other groups except for the non-bonding agent group ( $p > 0,05$ ).

**Conclusion:** Within the limitation of this study, may be suggested that the restoration from hybrid ceramic material can be used with all binding agents that were used in this study.

**Key words:** CAD/CAM hybrid ceramic, resin cement, shear bond strength, adhesive agent.

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iii
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b> .....	v
<b>ŞEKİLLER</b> .....	vii
<b>TABLolar</b> .....	ix
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Diş Hekimliğinde Seramikler.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.2. CAD/CAM sistemiyle uyumlu dental seramikler.....	7
2.2.1. Feldspatik Seramikler.....	8
2.2.2. Mika içerikli Seramikler.....	8
2.2.3. Lösit ile güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	9
2.2.4. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	9
2.2.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler.....	10
2.2.6. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	10
2.2.7. Monolitik Zirkonya.....	11
2.2.8. Hibrit Seramikler.....	12
2.2.9. Rezin Nano-Seramikler.....	14
2.3. Diş Hekimliğinde Silanlar.....	14
2.3.1. Çok Amaçlı Primerler ve Fonksiyonel Monomerler.....	15
2.3.2. Pre-aktif Silanlar.....	17
2.3.3. Silanların Kimyasal İçeriği.....	17
2.3.4. Silanların Uygulanması.....	21
2.4. HF Asit Uygulanması.....	22
2.4. Simantasyon.....	23
2.4.1. Geleneksel Simantasyon.....	24
2.5. Diş Hekimliğinde Rezin Simanlar.....	25

2.5.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması.....	25
2.5.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar.....	26
2.5.3. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar.....	27
2.6. Termal Siklus.....	28
2.7. Bağlanma Direnci Testleri.....	28
2.7.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strenght).....	29
2.7.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi (Tensile Bond Strenght).....	29
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>30</b>
3.1. Çalışma Tasarımı.....	30
3.2. Çalışmanın İçeriği.....	32
3.3. Dual-Cure Rezin Siman Uygulaması.....	36
3.4. Termal Siklus Uygulaması.....	36
3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	37
3.6. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülerinin Eldesi.....	38
3.7. İstatistiksel Analiz.....	38
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>39</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>48</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>54</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>55</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>72</b>



## SİMGELER ve KISALTMALAR

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Alüminyum oksit

**Si<sup>4+</sup>**: silisyum katyonu

**(SiO<sub>4</sub>)<sub>4</sub>**: tetrahedral yapı

**K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>2</sub>6SiO<sub>2</sub>**: potasyum alüminyum silikat

**Na<sub>2</sub>O<sub>2</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub>6SiO<sub>2</sub>**: sodyum alümina silikat

**K<sub>2</sub>A<sub>14</sub>[Si<sub>6</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub>](OH,F)<sub>4</sub>**: fillosilikat

**SiO<sub>2</sub>-LiO<sub>2</sub>**: lityum disilikat

**Li<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>**: lityum ortofosfat

**Bis-EMA**: Etoksillenmiş bisfenol-A glisidil dimetakrilat

**Bis-GMA**: Bisfenol-A glisidil dimetakrilat

**UDMA**: Urethan dimetakrilat

**HEMA**: Hidroksietilmetakrilat

**TEG-DMA**: Trietileneglikol dimetakrilat

**4-META**: 4-metakriloksietil trimellitat anhidrat

**CAD**: Bilgisayar yardımı ile tasarım

**CAM**: Bilgisayar yardımı ile üretim

**CIS**: Cam iyonomer siman

**DEGDMA**: Diethylene glycol dimethacrylate

**IPN**: İç içe geçmiş ağ kompozit

**Y-TZP**: Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

**-OR**: reaktif alkoksi

**mm**: milimetre

**µm:** mikrometre

**MPa:** Mega pascal

**M.S.:** Milattan sonra

**MW:** Miliwatt

**°C:** Celsius

**N:** Newton

**Na:** Sodyum

**K:** Potasyum

**Nm:** Nanometre

**O:** Oksijen anyonu

**pH:** Çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

**PICN:** Polimer infiltre seramik ağ malzemesi

**HF:** Hidroflorik asit

**SEM:** Taramalı elektron mikroskobu

**Sn:** saniye

**BTSE:** bis-1,2-(trietoksisilil) etan

**BISET:** bis-1,2-(trikloroksisilil) etan

**BISHEX:** bis-1,6-(trietoksisilil) heksan

**BISOCT:** bis-1,8-(trietoksisilil) oktan

**MDP:** 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat

**MPS:** 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan

**γ-MPTS:** gamma-trimethoxysilyl propyl methacrylate

**GPS:** glycidoxipropyltrimetiloxisilane

**ISO:** Uluslararası standartlar örgütü

**YY:** yüzyıl

## ŞEKİLLER

**Şekil 2.1.** Vita Enamic materyalinin mikro yapısı. (C) ile belirtilen açık gri alanlar seramik fazı, (P) ile belirtilen koyu gri alanlar ise polimer fazı temsil etmektedir.

**Şekil 2.2.** Fonksiyonel Silanlar: a) 3-metakriloloksipropiltrimetoksisilan, b) N-(3-(trimetoksisilil)propil)etilendiamin, c) (3-(trietoksisilil)propil)üre.

**Şekil 2.3.** Bis-1,2-(trietoksisilil) etan (BTSE).

**Şekil 3.1.** Çalışmada kullanılan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany) blokları.

**Şekil 3.2.** Örneklerin istenilen boyutlarda hassas kesme cihazında kesilmesi.

**Şekil 3.3.** Hazırlanan kalıplar içerisine örneklerin yerleştirilmesi ve rastgele 6 gruba ayrılmış örnekler.

**Şekil 3.4.** Birinci grubun şematik görüntüsü.

**Şekil 3.5.** İkinci grubun şematik görüntüsü.

**Şekil 3.6.** Üçüncü grubun şematik görüntüsü.

**Şekil 3.7.** Dördüncü grubun şematik görüntüsü.

**Şekil 3.8.** Altıncı grubun şematik görüntüsü.

**Şekil 3.9.** Hibrit seramik örneğe 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.10.** Hibrit seramik örneğe 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.11.** Hibrit seramik örneğe Scotchbond Universal Adhesive bağlanma ajanı (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.12.** Hibrit seramik örneğe Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.13.** Hibrit seramik örneğe hiçbir bağlanma ajanının uygulanmadığı Negatif Kontrol grubundan elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.14.** Hibrit seramik örneğe %9'luk konsantrasyonda hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT) ve 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN,

USA) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

**Şekil 3.15.** Rezin simanın uygulanması ve polimerizasyonu.

**Şekil 3.16.** Örneklerin akrilik şeffaf plaklara yerleştirilmesi.

**Şekil 3.17.** Termal siklus işlemi.

**Şekil 3.18.** Örneklerin mikrogerilim test cihazı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) ile kırılması.

**Şekil 4.1.** Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri.

**Şekil 4.2.** RCP grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.3.** RCP+SB2 grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.4.** SBU grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.5.** CP grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.6.** Negatif Kontrol grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.7.** Pozitif Kontrol grubunun kuvvet gerilim grafiği.

**Şekil 4.8.** Gruplara göre kırılma tipleri: adeziv, koheziv ve karışık.

## TABLULAR

**Tablo 2.1.** Diş hekimliğinde kullanılan silan ajanları.

**Tablo 3.1.** Çalışmaya dahil edilen materyaller.

**Tablo 3.2.** Çalışma grupları ve yapılan işlemler.

**Tablo 4.1.** Grupların ortalamaları ve standart sapmaları.

**Tablo 4.2.** Grupların ikili karşılaştırmaları ile elde edilen anlamlılık değerleri.



## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde seramikler uzun süredir tercih edilen restoratif materyallerdir. Sabit restorasyonlarda daha iyi estetik, fonksiyon ve biyouyumluluk gibi beklentiler tam seramik sistemlere olan talebi arttırmıştır.

Günümüz diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisi sayesinde ölçü alınması, mum modelaj ve döküm gibi işlemlere gerek kalmadan daha kısa sürede yüksek estetik ve mekanik özelliklere sahip restorasyonlar üretilmektedir (1). Fiziksel, mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini artırmak için seramik bloklara polimer yapı ilave edilerek yeni nesil polimer esaslı seramik hibrit bloklar üretilmeye başlanılmıştır (2).

Hibrit kelimesi Latince ‘Hybrida’ kelimesinden köken alır. Türkçe’de hibrit şeklinde kullanılır ve melez anlamına gelir. İki farklı materyalin birleşmesiyle ortaya çıkan yeni bir tür olarak tanımlanmaktadır. Hibrit seramik olarak adlandırılan “polimer içerikli seramik ağ materyali (PICN)” kompozitlerin ve seramiklerin başarılı özelliklerini bir arada bulunduran yeni materyallerdir. Ağırlık olarak %86 seramik ve %14 polimer içeriğinden oluşur. Aşınma özellikleri ve elastikiyeti dentine yakındır. Materyalin aşınması diğer seramiklerle benzer olmakla birlikte karşıt dişte daha az aşınmaya yol açtığı belirtilmektedir (2). Vickers sertlik değeri mine ile dentin arasındadır. Herhangi bir çatlak oluşması halinde yapısında bulunan polimer sayesinde çatlak fazla ilerlemeden durdurulur. Restorasyonun diş eti ve internal uyumu son derece iyidir. Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde seramik ile kompozit rezinlerin arasında yer aldığı bildirilmiştir (2, 3).

Cam seramiklerin simantasyon protokolü sırasıyla hidroflorik asit, silanizasyon ve rezin siman olarak tanımlanmaktadır. İndirekt kompozitlerde ise air-abrazyon ve silanizasyon işlemi ile yeterli bağlantı sağlanabilmektedir (4, 5).

Rezin siman ve restorasyon arasındaki mikro-mekanik ve kimyasal bağlantı restorasyonların mekanik özellikleri ve klinik performanslarını önemli derecede etkilemektedir (3).

Çalışmamızın amacı bir CAD/CAM materyali olan hibrit seramik örneklere farklı bağlanma ajanları uygulayarak hibrit seramik–rezin siman arası bağlantının

makaslama bağlanma dayanımını ölçmek ve elde edilecek sonuçlar doğrultusunda en uygun simantasyon protokolünü tespit etmektir.

Çalışmamızın hipotezi; hidroflorik asit (HF) ve silan uygulanmış grubun en yüksek bağlanma değeri göstereceği yönündedir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Hekimliğinde Seramikler

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Silika yapısında bir materyal olan seramik Yunancada ‘toprakdan gelmiş, yakılmış’ anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türemiştir (6). Farklı süs eşyalarının üretilmesinde kullanılmış olan seramiklerin; poröz, dayanıksız ve opak yapılarından dolayı erken dönemlerde diş hekimliğinde kullanılması uygun görülmemiştir. Zamanla geliştirilerek diş hekimliği alanında kullanılabilir özelliğe sahip seramiğe porselen adı verilmiştir (7).

Seramiklerin ilk olarak kullanılmaya başlanması 10.000 yıl öncesine uzanmaktadır (8). İlk gelişmiş porselenler M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlanmıştır. 16.yy başlarında seramik formülünün Avrupalılar tarafından keşfinden sonra seramik üzerine çalışmalar hız kazanmıştır (9).

Porselen kelimesi İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamını taşıyan ‘porcellana’ sözcüğünden türetilmiştir. Porselen, seramiğin en dayanıklı ve en ideal formudur. Buna benzer olarak, ‘dental seramikler’ tanımı geniş bir materyal grubunu ifade ederken, ‘dental porselenler’ tanımı ise daha alt gruplardan birini tanımlamaktadır. Bu ifade geleneksel olarak dayanıklı, içinde çeşitli kristal partiküllerinin bulunduğu cam matriks içeren ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlardan oluşmaktadır, zayıf ve bütünüyle transparandır. Kristalin yapı ise bunun aksine daha dengeli ve düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve dayanıklıdır (10).

Porselen diş hekimliğinde eczacı Alexis Duchateau tarafından ilk kez 1774 yılında kullanılmıştır (11). Aynı sene Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dobuis de Clemant porselen materyalinden protez üretmiş ve kullandıkları porselen dişlerin içeriğini geliştirerek, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır.

Bazı seramikçiler, 19. yüzyılın sonlarına yakın, porselen uygulamasını modifiye ederek diş hekimliğinin çeşitli dallarına uyarlamaya çalışmışlardır. Önceleri dişsiz alanlara uyacak şekilde hazırlanmakta olan porselen bloklardan, ilk kez 1887 yılında Dr. Charles Land tarafından kaviteye uygun porselen üretilmeye başlanmıştır. 1903 yılında Land platin folyo tekniğini kullanarak yüksek ısı porselenlerden tam seramik



restorasyonlar üretebilmiştir. Elde edilen restorasyonların düşük bükülme dayanımları nedeniyle kırıklar meydana gelmiştir (8, 9, 11).

20. yüzyılın ortalarında porselenin içeriğine lösit ilavesi yapılarak genişleme katsayısı arttırılırken, altın ilavesi sayesinde metal alt yapıya olan bağlanma kuvveti iyileştirilmiştir (10). 1958 yılına gelindiğinde, ince seramik tozuyla birlikte vakumlu fırınlama geliştirilmiştir (7, 9). 1962 yılında uzun vadede estetik ve klinik başarı gösterebilmiş metal alt yapı seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Bu restorasyonlar %11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ile desteklenmiş olan metal destekli restorasyonlardır (12, 13).

1965 yılında McLean ve Hughes (12), metal alt yapı için, platin folyo üstünde metal destek olmadan fırınlanarak kullanılan bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde; % 40-50 oranında alumina kristalleri ile güçlendirilmiş yüksek dirençli seramik kullanılmış ve kırılma dayanımında ciddi artış sağlanmıştır (12).

Dayanıklılık, 'platin folyo' yöntemi sayesinde %20 oranında geliştirilmiş olsa da; yetersiz translüsentlik ve opak görüntü sebebiyle, estetiğin arttırılabilmesi için porselen veneerleme gereksinimi doğmuştur (8, 12, 16).

1972 yılına gelindiğinde 'refraktör day' materyalinin geliştirilmesi ile, restorasyonların fırına aktarılabilmesi için platin yaprak gerekliliği ortadan kalkmış ve diş hekimliği alanında tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (13,15).

1983 yılında Zürih Üniversitesinde, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan ve %35-50 oranında lösit içeren IPS Empress üretilmiştir. 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu sonucu elde edilen ve aynı zamanda dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir (12, 16). Bu materyallerin tam seramik kron üretiminde kullanılabilmesine rağmen, köprü restorasyonları için istenilen fiziksel özelliklere sahip olamadığı anlaşılmıştır (17, 18).

1983'te O'Brien (14), dayanıklı fakat ısıl genişleme katsayısı daha yüksek olan magnesia-core maddesini geliştirmiştir. 1989'da Sadoun (19), geliştirilmiş fiziksel özellikleri olan In-Ceram sistemini tanıtmıştır. 1990'ların sonuna yakın, kırılma direnci diğer materyallere göre arttırılmış olan ve %60 oranında lityum disilikat

kristalleri içeren IPS Empress II geliştirilmiştir. Bu ürün tam porselen kron ile ikinci premolar dişlere kadar uzanan üç üyeli köprü yapımında kullanılabilmiştir (20,21).

2005 yılında %70 lityum disilikat içeren, aynı zamanda preslenebilir ingotlara sahip olan IPS e.max Press sistemi geliştirilmiştir. Bu materyali Empress ve Empress II sistemlerinden ayıran özelliği dört farklı opasiteye sahip ingotları olması, yüksek estetiğe ve aynı zamanda yeterli fiziksel özelliklere sahip olmasıdır (22, 23).

Tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya eklenen son malzeme zirkonyum oksit olmuştur. Cam infiltre aluminaya %35 oranında kısmi stabilize zirkonya ilave edilmesi ile bir alt yapı seramiği olan In-Ceram Zirconia elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilmiş alt yapı materyali ise, CAD/CAM teknolojisi ile şekillendirilebilen yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklardır (17, 24).

Tam seramik sistemlerin gelişimi ile birlikte, metal alt yapının estetik olumsuzlukları ortadan kalkmış ve restorasyonun ışık geçirgenliğinin artmasıyla daha estetik sonuçlara ulaşılmıştır. Ayrıca kullanılan seramikler biyolojik uyumu en iyi olan materyaller olarak bilinmektedir (25). Günümüzde seramiklerin gelişimi içerisinde, üretimi ile ilgili çok önemli adımlar atılmış; estetik, biyoyumluluk ve yeterli fiziksel özelliklere sahip materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir.

### **2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Terim olarak seramik, istenilen özelliklerin temini için genellikle yüksek ısılarda işlenen metalik olmayan bir inorganik materyalden elde edilen ürünü ifade etmektedir (26).. Seramiğin en önemli bileşeni yarı metal silisyum atomu boyunca, metal olmayan oksijen atomlarının oluşturduğu tetrahedral ( $\text{SiO}_4$ )<sub>4</sub> yapıdır. Bu yapı, merkezinde bulunan silisyum katyonunun ( $\text{Si}^{4+}$ ), her köşesindeki oksijen anyonu ( $\text{O}^-$ ) ile kovalent ve iyonik kimyasal bağlar kurmasıyla oluşur (27).

Tetrahedral yapının kenarında bulunan oksijen, diğer bir tetrahedral yapının silisyum katyonu ile bağ kurmasıyla yapının büyümesini sağlar ve bu da seramiğin cam matriksini oluşturur. Seramiğin yapısına eklenen potasyum (K) veya sodyum (Na) gibi katyonlar silisyum atomlarının oksijene bağlanmasını önler.

Silikat zincirlerini bozan katyonlar, seramiğin fiziksel özelliklerine etki ederek seramiğin kristalin (lösit) fazını oluştururlar (8). Seramiklerin özellikleri, üretiminde kullanılan bileşenlerin tip ve miktarları modifiye edilerek diş hekimliği alanı için daha uygun hale getirilmiştir (8, 28). Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin ana yapısını feldspar, kuartz ve kaolin oluşturmaktadır. Ayrıca dental seramiğin yapısında bu üç ana madde dışında ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminesans özelliğini arttıran çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir (26, 27).

### **Feldspar**

Seramiğin ana yapısını oluşturan ve yaklaşık %75-85 oranında bulunan feldspar, potasyum alüminyum silikat ( $K_2OAl_2O_26SiO_2$ ) ve sodyum alümina silikat ( $Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$ ) karışımından oluşmaktadır. Dental porselenlere saydamlık veren bu madde fırınlama sırasında 1100-1300°C'de eriyerek diğer materyalleri bir arada tutan bir matriks oluşturur. Feldsparın diğer bileşeni olan ortoklast, porselenin kristalin lösit fazından sorumludur. Lösit kristallerinin önemi, erime sırasında porselenin stabil kalmasını sağlamasıdır. Ortoklastın erime değeri 1170 - 1540 °C arasındadır. Ortoklast minimum ısıl genişleme ve kimyasal dirençten sorumlu olmasının yanında, porselene sertlik de kazandırır (8, 26, 28).

Oluşan camsı yapıdan da sorumlu olan feldspar, yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırmasının yanı sıra, ısıya dayanıklı bileşenleri bir arada tutar ve birbirlerine bağlar. Ayrıca seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmamasını sağlamaktadır (11, 27).

### **Kuartz (Silika, SiO<sub>2</sub>)**

Silika yapısında olan ve matriks içinde doldurucu görevi gören kuartz ana yapının hacimce %10-30'luk kısmını oluşturur. Erime değeri yaklaşık 1700°C olan kuartz fırınlama sırasında porselenin likit kısmı içinde bir miktar eriyerek porselenin ısıl genişleme kat sayısının kontrolünde asıl etkiyi oluşturur ve restorasyonun şeklinin korunmasına yardımcı olur (8).

Dentin porseleninde hacimce %20, mine porseleninde %3 kuartz kullanılmaktadır (26). Yapı içindeki oranı yükseltilirse seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır. Bu

maddenin düşük ısısal genleşme katsayısı, restorasyonun termal şoklardan etkilenmeden aşındırılmasına izin verir (29, 30).

### **Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.2SiO<sub>2</sub>.2H<sub>2</sub>O)**

Aluminyum hidrat silikat yapısında olan kaolin çin kili olarak da adlandırılır. Bu madde ısıya oldukça dayanıklı olup erime değeri 1800 °C'dir. Adeziv özelliği sayesinde su ile karıştırıldığında hamur gibi yapışkan hale gelir. Kuartz ve feldspar için bağlayıcı özelliği sayesinde seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır. Opak özelliğinden dolayı ışık geçirgenliği yoktur ve bu yüzden % 1-5 oranında çok az miktarda kullanılır (8, 26, 31). Bu nedenle mine porseleninde dentine oranla daha az kullanılır (32-34).

## **2.2. CAD/CAM sistemiyle uyumlu dental seramikler**

Gelişen teknolojiye paralel hasta beklentilerinin artması nedeniyle estetik ve fonksiyon açısından en ideal restorasyonları en kısa sürede hastaya sunabilmek önem kazanmıştır. Bu sebeple CAD/CAM sistemleri ve bu sistemler için özel olarak tasarlanmış blokların kullanımı gittikçe artmaktadır. Bloklardan elde edilen restorasyonlar, konvansiyonel yöntemle elde edilenlere kıyasla mekanik ve estetik olarak daha güvenilir sonuçlar vermektedir (35).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen materyallerin taşınması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir (35, 36):

- Rahat ve hızlı freze edilebilmelidir.
- Fiziksel özellikleri yüksek olmalıdır.
- Polisaj ve glaze işlemleri kolay ve hızlı yapılabilmelidir.
- Hekim ve hastanın estetik beklentilerini karşılayabilmelidir.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere piyasada farklı firmalar tarafından üretilmiş çok sayıda blok bulunmaktadır. Bu materyaller aşağıdaki gibi gruplandırılabilirler (35, 37):

- Feldspatik Seramikler
- Mika İçerikli Seramikler
- Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler
- Zirkonya Esaslı Seramikler
- Monolitik zirkonyalar
- Hibrit Seramikler
- Rezin Nano-Seramikler

### **2.2.1. Feldspatik Seramikler**

Feldspatik seramik blokları CAD-CAM sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Partikül büyüklüğü 3-4 mikron olan feldsparlar cam matrisi içinde homojen olarak dağılmışlardır. Vakum ortamında sinterlenen ve homojen bir şekilde üretilen bu bloklar, laboratuvarında hazırlanan seramiğe göre daha düzenli ve stabil bir mikroyapıya sahiptir (35, 38). Feldspatik seramik bloklardan laminate veneer, inley, onley, ön bölge tek kuron protezi üretilmektedir. Ancak kırılma dirençleri düşük olduğundan endokuron restorasyonları ve köprü protezlerinde kullanımı kontrendikedir (39, 40).

Günümüzde Vita ve Sirona firmalarının ürettiği çeşitli feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Yapılan güncellemeler sayesinde blokların ışık geçirgenlikleri artırılmış, çeşitli renk seçenekleri üretilmiştir. Monokromatik bloklarla yeterli estetik sonuçlara ulaşılamadığında polikromatik bloklar geliştirilmiştir (17, 41).

CAD-CAM sisteminde freze edilebilen feldspatik seramik olan Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 1991 yılında Cerec I (Sirona Dental System, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Vitablocs Mark I'e göre tanecik boyutu 4 µm'a düşürülmüş ve dayanıklılığı artırılmış. % 60 - 64 SiO<sub>2</sub> ve % 20 - 23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeriğine sahip Vitablocs Mark II mikromekanik retansiyon sağlanması için 60 sn HF asit ile pürüzlendirilip adeziv simantasyon uygulaması önerilmektedir (42).

Klinik çalışmalar sayesinde Vitablocs Mark II bloklardan üretilen inleylerin 5. yılda %94.7; 8. yılda %90.6 ve 10.yılda %85.7 sağ kalım değerlerine sahip olduğu gözlenmiştir (43-45).

### **2.2.2. Mika İçerikli Seramikler**

Mika mineralleri, fillosilikat olarak da bilinirler ve K<sub>2</sub>A<sub>14</sub>[Si<sub>6</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub>](OH,F)<sub>4</sub> kimyasal bileşimine sahiptirler (46). Dicor (Dentsply, New York, ABD) yapısında mika minerali bulunduran bir cam seramik malzemesidir. CAD/CAM sistemi için Dicor

MGC (Dentsply, New York, ABD) bloğu üretilmiştir. Dicor yapısında %45 oranında kristal matriks bulundururken, Dicor MGC'de bu oran hemen hemen %70 civarındadır. Dicor MGC bloğundan elde edilen restorasyonların bükülme dayanımı yaklaşık 229 MPa civarında olduğu bildirilmiştir (47).

### **2.2.3. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Laboratuvar şartlarında üretilen lösitle güçlendirilmiş cam seramikler teknolojinin gelişimine paralel CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere modifiye edilmiştir. Lösit kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon yöntemiyle üretilmektedir. Lösit yapısındaki cam tozlarına termal işlem uygulanarak gren kenarlarında kristal odakların oluşumu sağlanır. Bu odakların gren merkezi yönünde büyümesi ile yapı içerisinde %40 civarında lösit kristali oluşur. Cam matriksin genleşme katsayısı, lösit kristallerinin genleşme katsayısı daha azdır. Bundan dolayı seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek cam matrisi kendine doğru çeker ve sonuç olarak yapı içerisinde bir iç basınç oluşur. Bu yöntem sayesinde seramiğin baskı direnci 160-180 MPa değerine kadar ulaşmaktadır. Seramiğin dış dokusuna kuvvetli bir şekilde bağlanması için yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmalıdır ve bu amaçla seramiğin iç yüzeyine adeziv simantasyon öncesi 60 sn HF asit uygulanır. Uygulama alanları; inley, onley, ön bölge kuron protezleri ve laminate veneerler ile sınırlıdır (38, 47, 48).

Estetik özelliklerinin ve ışık geçirgenliğinin yüksek olmasından dolayı lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar sıklıkla tercih edilmektedir. Bu bloklar renk özelliklerine göre 3'e gruba ayrılırlar. Düşük ışık geçirgenliğine (LT) sahip bloklar, yüksek ışık geçirgenliğine (HT) sahip bloklara göre, düşük ışık geçirgenliği ve yüksek parlaklık değerlerine sahiptir. Yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklar ise düşük parlaklık özelliğiyle küçük boyutlu restorasyonların yapımında tercih edilebilir. Polikromatik multi bloklar (MT) sayesinde doğal dişlerde olduğu gibi birkaç renk tonunu içinde bulunduran servikalden insizale doğru değişen renk ve translusensi özellikleri restorasyona yansıtılabilir.

Günümüzde lösitle güçlendirilmiş seramik bloklara örnek olarak Ivoclar firmasının IPS Empress I (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve 3M ESPE firmasının Paradigm C (3M/ESPE, Saint Paul, MN, USA) blokları gösterilebilir (49).

#### **2.2.4. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikten esas farkı, kristalin fazının içerik olarak %60 oranında lityum disilikat kristallerinden ( $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ ) oluşmasıdır (17, 50, 51). İkinci kristal faz daha düşük hacimde bulunan lityum ortofosfat ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) içermektedir. Kimyasal yapısından dolayı lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğin mekanik özellikleri, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin mekanik özelliklerinden daha yüksektir. Kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerinkinden 3 kat daha fazlayken, fleksural (esneme) dayanıklılığı 350-450 MPa civarındadır (52, 53). Bu sisteme örnek olarak IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verilebilir. Lityum disilikat cam seramiği olan bu materyal kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği vasıtasıyla üretilebilmektedir.

IPS Empress II sistemi ile anterior ve posterior kuron restorasyonu ile birlikte, en fazla ikinci premolara kadar uzanabilen anterior köprü restorasyonları hazırlanabilir (31).IPS Empress II sisteminin geliştirilmiş versiyonu olan IPS e.max Press 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Lityum disilikat cam seramik bloklar halinde basınçlı döküm tekniğine uygun biçimde üretilmiş ve genel olarak alt yapı seramiği olarak kullanılmaktadır. IPS e.max Press sisteminin içeriği IPS Empress II ile birebir aynı olmasına rağmen, fırınlama tekniğinin farklı olması sayesinde fiziksel ve estetik özelliği arttırılmış bir materyaldir. IPS e.max Press ingotlar, 400 MPa'lık bükülme direnciyle preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci göstermektedirler (54).

#### **2.2.5. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler**

Ağırlıkça %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli seramiklerdir. Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany) ve Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) bu grup seramiklere örnek olarak verilebilir. İnce partiküllerin homojen dağılımı sayesinde mekanik özellikleri oldukça iyidir. İçeriğinde cam kristallerinin yoğun bir şekilde bulunması estetik beklentileri de karşılamaktadır (37). 2013 yılında piyasaya sürülen bu seramikler hakkındaki literatür yayınları gelecek vaat eden bir materyal olduğunu göstermektedir (55-60).

#### **2.2.6. Zirkonya Esaslı Seramikler**

Zirkonyum elementinin oksiti olan zirkonya, yaklaşık 0,4  $\mu\text{m}$  boyutundaki taneciklerin homojen dizilimleri sayesinde oldukça serttir. Yalnızca kristal faza sahip olan zirkonyanın cam fazı bulunmamaktadır. Atom numarası 40 olan- zirkonya,

monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristalografik fazda bulunur. Monoklinik faz; oda ısısı ile 1170°C arasında, tetragonal faz;1170°C ile 2370°C arasında, kübik faz; 2370°C ile kaynama noktası olan 2680°C arasında bulunur. ZrO<sub>2</sub>, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü esnasında %3-5'lik bir hacimsel artış izlenmektedir (61, 62).

Stabil olamayan monoklinik fazın oda sıcaklığında stabilitesini koruyabilmek için içerisine değişik metal oksitler ilave edilir. Bu amaçla en sık kullanılan oksit yttrium'dur. Zirkonyanın yapısına katılan yttrium oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) sayesinde, oda ısısında tetragonal fazda olan yttrium ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) gibi stabil bir yapı elde edilir. Konvansiyonel zirkonyaya kıyasla Y-TZP'nin mekanik özellikleri daha iyidir. Bu materyalin kırılma direnci 5-10 MPa/m<sup>2</sup>, bükülme dayanımı ise 900-1400 Mpa civarındadır (63-67).

Basınca maruz kaldığında zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür ve hacim artar. Böylelikle çatlak olduğu bölgede biriken aşırı stres ortadan kalkar ve sonuç olarak çatlağın ilerlemesi durdurulmuş olur (63, 68).

Yüksek bükülme dayanımı ve kırılma direnci gibi mekanik özellikleri sayesinde, çiğneme kuvvetinin yoğun olduğu posterior dişlerde yaygın olarak kullanılabilir (69). İnley, onley, post-core, kron, köprü, abutment ve hatta implant materyali olarak tercih edilebilen zirkonyanın çok geniş endikasyon alanı vardır (61, 70, 71).

Metal-seramik restorasyonlardan daha estetik olması, bükülme dayanıklılığının yüksek olması, yüksek kırılma direnci, düşük ısı iletkenliği ve biyouyumluluğu avantajları arasında gösterilebilmektedir. Ancak cam seramikler kadar estetik olmaması ve veneer porselende chipping (porselen atması) tarzı kırılmalar dezavantajları olarak sayılmaktadır (61, 72). Yapılan çalışmalarda restorasyonların marjinal uyumları ve uzun dönem klinik başarısı genel olarak kabul edilebilir seviyededir (73-78).

### **2.2.7. Monolitik zirkonyalar**

Güncel materyaller olan monolitik zirkonya blokları yüksek mekanik dayanıklılık ve translusentlik gibi önemli özelliklere sahiptir. Materyalin kimyasal ve mikro yapısı, polikristalin seramiklerin translusentliği belirler. Ancak içeriğinde bulunan düzensiz



partikül ve poroziteler ışık geçirgenliğini azaltmaktadır. Konvansiyonel zirkonya blokların içeriğinde bulunan organik bağlayıcılar materyalin mekanik özelliğini arttırırken, optik özelliğini olumsuz yönde etkilemektedir. Monolitik zirkonya blokları içeriğindeki atomlar organik bağlayıcı olmadan birbirine kenetlenmektedir. Ayrıca yapıdaki alumina içeriğinin % 0,01'e kadar azaltılması ve nanopartiküller sayesinde porözite içermemesi translüsentlik özelliğinin artmasını sağlamaktadır. Renklendirilebilir olmaları da estetik özelliklerini önemli ölçüde arttırmaktadır (79).

Altyapı materyali olarak kullanılabilen monolitik zirkonya, üstyapı seramiği olmadan tek parça halinde de uygulanabilir. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, restorasyon kalınlığı 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltilerek kullanılabilmektedir (79). Özellikle çiğneme kuvvetinin fazla olduğu durumlarda porselen atması sorununun önüne geçilmesi amacıyla monolitik zirkonya restorasyonları sıklıkla tercih edilmektedir (80).

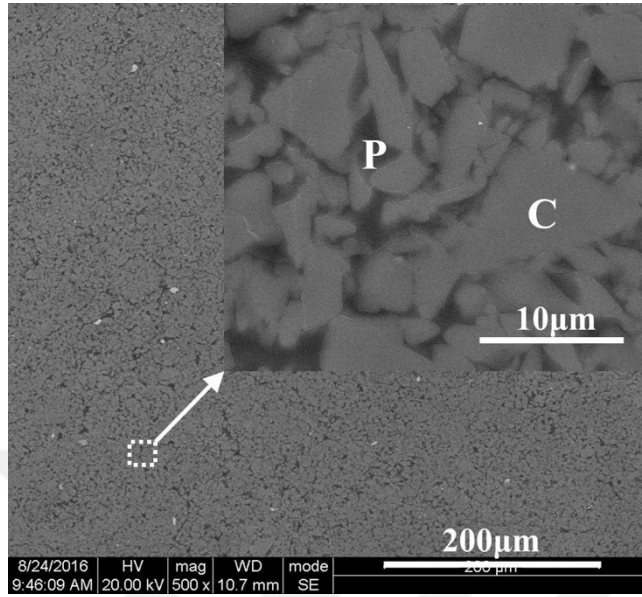
#### **2.2.8. Hibrit Seramikler**

Hibrit kelimesi Latince'de melez anlamına gelen 'Hybrida' kelimesinden köken alır. İki farklı materyalin karışımıyla ortaya çıkan yeni bir türdür. Polimer içerikli seramik ağ (PICN) olarak adlandırılan hibrit seramikler, kompozit ve seramiklerin olumlu özelliklerini bir arada bulundurmaktadır. İlk olarak 2013 yılında piyasaya sürülen bu seramiklere örnek olarak Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany) verilebilir.

Ağırlıkça %86 oranında seramik ve %14 oranında da polimerden oluşur (37). Seramik içeriğinin büyük kısmı lösit esaslı feldspar, geri kalan kısmı ise zirkonyadan oluşur. Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) ise polimer yapıyı oluşturur (81, 82).

Hibrit seramiklerin üretiminde iki aşama mevcuttur. İlk aşamada pöröz yapıda feldspatik seramik ağı üretilirken, ikinci adımda pöröz seramik yapı rezin ile doldurulur ve oluşan yapı polimerize edilerek materyalin son hali elde edilmiş olur (2). Vita Enamic materyalin temsili mikro yapısı Şekil 2.1.'de gösterilmektedir (83). Seramik (C) ve polimer fazın (P) materyal içerisinde eşit bir şekilde dağıldığı ve bu iki fazın birbirlerine çok yakın komşuluk gösterdiği görülmüştür. Seramik

partiküllerin büyüklüğü yaklaşık 3,5  $\mu\text{m}$  – 10  $\mu\text{m}$  arasında, polimer matris adaların büyüklüğü ise 1  $\mu\text{m}$  - 3  $\mu\text{m}$  arasında değiştiği saptanmıştır (83).



**Şekil 2.1.** Vita Enamic materyalinin mikro yapısı. C ile belirtilen açık gri alanlar seramik fazı, P ile belirtilen koyu gri alanlar ise polimer fazı temsil etmektedir.

Hibrit seramiğin aşınma direnci ve elastikiyeti dentine yakındır. Vickers sertlik değeri mine ile dentin arasındadır. Bu özelliği sayesinde karşıt dişte daha az aşınmaya yol açar. Herhangi bir nedenle yapıda çatlak oluşması durumunda içeriğinde bulunan polimer sayesinde çatlağın ilerlemesi durdurulur (84). Bükülme dayanıklılığı 150-210 MPa arasında olan bu yapı, 13-30 GPa civarındaki elastisite modülü ile birlikte değerlendirildiğinde kırılmaya karşı oldukça dirençli olduğu anlaşılmaktadır (2, 85).

Bu özellikler sayesinde diş dokusunun korunması gereken veya yeterli okluzal mesafenin olmadığı durumlarda 0,2 mm ye kadar ince restorasyonlar üretilebilir. Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde seramik ve kompozit rezinlerin arasında yer aldığı bildirilmiştir (86).

Klinik uygulamalarda hibrit seramiklerin, inley, onley, veneer gibi restorasyonların yanı sıra diş ve implant üstü tek kron endikasyonu da bulunmaktadır (85). Çok üyeli sabit bölümlü protezlerin yapımında ve brüksizm durumlarında kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir (56, 87).

### **2.2.9. Rezin Nano-Seramikler**

Kompozit rezin ve seramiğin olumlu özelliklerini bir arada bulunduran diğer bir materyal de rezin nano seramiklerdir. Yorulma direnci açısından seramik ve kompozit restorasyonlar karşılaştırıldığında kompozit rezinlerin daha dirençli olduğu görülmüştür (88). Bu bilgiler doğrultusunda yeni bir materyal arayışına girilmiş ve 2012 yılında rezin nano seramik olan Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, USA) diş hekimliğine tanıtılmıştır (37).

Ağırlık olarak %80'ini rezin matriks içerisine gömülmüş nanoseramik parçacıkları oluşturur. Polimer yapıyı güçlendiren bu parçacıklar içerik olarak 20 nm boyutunda silika, 4-11 nm boyutunda zirconia ve bu iki doldurucunun kümelenmiş kombinasyonundan oluşmaktadır (89).

Materyalin freze edilmesi diğer seramiklere nispeten daha kolay olup, fırınlama gereksinimi de yoktur. İçeriğindeki rezin sayesinde elastik özellik kazanmış ve dolayısıyla kırılma direnci azalmıştır. Yüksek bükülme dayanıklılığı özelliği sayesinde posterior dişlerde de kullanılabilir (90). Polisaj ömrü uzundur (91). Aşınma direnci yüksek olmasına rağmen seramiklere kıyasla karşıt dişi daha az aşındırır (92, 93)..

Kenar uyumu kompozit rezinlere göre daha iyi ve kırılma direnci seramiklere göre daha yüksektir (94, 95). Rezin nanoseramiğin inley, onley, veneer endikasyonu bulunurken, materyalin desimantasyon sorunu nedeniyle tek kron endikasyonu kaldırılmıştır (91).

### **2.3. Diş Hekimliğinde Silanlar**

Endüstri ve tıp alanında olduğu gibi, diş hekimliğinde de birçok uygulamada özel teknik amaçlar için yapısal farklılık gösteren organik ve inorganik materyaller arasında bağlantı sağlanması gerekmektedir. Kimyasal bağlanmalarındaki farklılıklardan dolayı, materyallerin ara yüzleri arasında zayıf bağlantılar oluşmakta ve bu sorunun çözümü için özel kaplama ajanlarına ihtiyaç duyulmaktadır (96).

Diş hekimliğinde, rezin simanların bazı dental restoratif materyallere bağlantısını arttırmak için silan kaplama ajanları kullanılmaktadır. Silanlar, porselen gibi silika bazlı materyaller ile bağlantı sağlamada çok etkilidir. Genellikle seramik restorasyonların bağlantısında, seramik restorasyonların rezin kompozitlerle tamirinde, cam fiber ile

güçlendirilen rezin kompozitlerde, cam doldurucu rezin simanlarda ve silika kaplanmış metal ile metal alaşımların rezin simanlarla dayanıklı bir bağlantı oluşturması amacıyla kullanılırlar. Ayrıca silanlar toksik değildirler (97).

### **2.3.1. Çok Amaçlı Primerler ve Fonksiyonel Monomerler**

Silanın molekül büyüklüğü, kimyasal yapı, hidrofobiklik, fonksiyonellik, reaktivite, silan tabakasının yönelimi gibi fiziksel ve kimyasal özellikleri oluşan adezyonu etkilemektedir (98). Ağız ortamında diş sert dokuları, dental seramikler, soy ve soy olmayan metal alaşımlar, kompozit rezinler gibi değişik adherentler bir arada bulunduğundan estetik diş hekimliğinde yalnızca seramikle etkileşime giren silan bağlayıcı sistemler dışında çok amaçlı primerler geliştirilmiştir (99). Bu maddelerin üretilmesinde, klinikte kullanımı riskli olan HF asitin uygulanmasına gerek duyulmaması için silanlarla elde edilen adezyonun ideal duruma getirilmek istenmesi de etkilidir (100). Polimer kimyasındaki gelişmeler sayesinde seramik yüzeylerin adezyon için hazırlanmasında, yeni nesil çoklu bileşenlere sahip ‘multicomponent’ ajanlar geliştirilmiştir. Bu tür seramik primerleri silan molekülü dışında iki ya da üç çözücü içinde asidik monomerler ve dentin bağlayıcı ajanlar içerebilmektedir. Bu primerlerin içeriğindeki asidik monomerler seramik yüzeyindeki metal oksitler ile bağ kurabilmekte, rezin bağlayıcı ajanların ise rezin siman materyalleri ile bağlantıyı artırdığı düşünülmektedir.

Birden fazla bileşenden oluşan seramik primer sistemlerine yüzey hazırlığını gerçekleştiren ‘surface conditioning’ maddeler adı verilirken, bu tür çok amaçlı primerlerin içindeki maddeler ise adeziv veya fonksiyonel monomerler olarak adlandırılır. Fonksiyonel monomerler temel olarak diş yüzeyi ile metallerin bağlantısını sağlamak amacı ile kullanılmaktadır (101). Adeziv monomerler diş sert dokularındaki hidroksiapatitle primer iyonik bağ kurarken, zirkonya ve alumina temelli seramik restorasyonlar ve baz metallerin yüzeyindeki metal oksitler ile tepkimeye girerler (102-104).

Adeziv monomerler üç ana kısımdan oluşmaktadır;

- Polimerize olabilen fonksiyonel grup
- Birleştirici grup
- Adezyon sağlayıcı grup (102).

Bu monomerlere örnek olarak fosfat ester içeren primerler, sülfür içeren primerler ve karboksilik asit içeren primerler gösterilebilir (97, 103). Silan bağlayıcı sistemler, bağlama tepkimesi '*coupling reaction*' yoluyla gerçekleşen adezyon sağlama özelliklerinden dolayı silika bazlı seramikler için adeziv monomerler kategorisinde görülmektedirler (102).

Adeziv monomerler metallere bağlantıyı anlamlı şekilde artırmakla birlikte, seramiklerle bağlantı için uygun değildirler. Silanların asidik fonksiyonel monomerler ile karıştırılarak primer olarak kullanılması seramiklerin bağlanma değerini artırdığı bildirilmiştir (101, 105, 106). İki maddenin birlikte kullanılması ile bağlantı kuvvetindeki artışın nedeni, seramiklerin büyük oranda silika içermekle birlikte çeşitli oksitler de içermesi ve bu metal oksitlerin silanın sadece silika ile gerçekleşen bağlantı kapasitesini azaltması olduğu gösterilmiştir (101). Bu durum asidik adeziv monomerlerin silika temelli seramik ve silan bağlayıcı ajan arasında sağlam bir adezyonun sağlanmasında gerekli olduğunu göstermektedir (103, 106). Buna yanında, silan bağlayıcı ajan olmadan sadece fonksiyonel monomerler içeren bazı özel bağlayıcı sistemler için de başarılı sonuçlar bildirilmiştir (107).

Asidik adeziv monomerlerin hem çeşitli substratlarla kimyasal bağ kurmaları hem de silanları etkinleştirmeleri nedeniyle, diş hekimliği alanında silan ve asidik adeziv monomer içeren çok şişeli sistemler üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur (101, 108). Rezin simanların monomerleri ile kimyasal tepkimeye girmesi amacıyla silan primeri içine adeziv monomerleri dışında metakrilat monomerleri de dahil edilebilmektedir. Bu sistemler inorganik asit veya sulu çözücü yerine, bir silan çözeltilisinden ve bundan ayrı bir şişede silanı uyaracak katalistten veya organik çözücü içinde suya dirençli asidik monomerden oluşmaktadır (109).

Silan primerleri içeriğindeki asidik adeziv monomerlerin asiditelerinin, rezin siman ve porselen arasındaki bağlantıyı etkilediği bildirilmiştir (103, 106, 110). Klinik kullanımın hemen öncesinde, silan bağlayıcının alkoksi gruplarının hızla hidrolizasyonunun katalistlenmesinde fosfat monomerleri, karboksilik asit ve fosforik asit gibi farklı asidik monomerler kullanılabilir (106, 111).

Litertürde MDP ajanının varlığında silanın hızla hidrolize olduğu, MDP çözeltilisinde bulunan asetonun ise silanın kondensasyon tepkimesini uyardığı bildirilmiştir (101,

108). İki şişeli silan primerlerinin, sistemin bir şişesinde bulunan karboksilik veya fosfat monomerleri ile karıştırılarak kullanılmasının silan bağlayıcı ajanın tek başına kullanılmasına göre daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği ve termal siklus uygulaması sonrasında da bağlanma değerinin daha yüksek olduğu bildirmiştir (106, 112). Bu sonuç silanların asidik monomer ile etkinleştirilmesinin önemini göstermektedir (103, 106). Farklı adeziv monomerler ile uyarılmış silan bağlayıcı ajanlar ile yapılan bir çalışmada, karboksilik asit monomeri ile etkinleştirilmiş silanların ısıl döngü sonrasında bağlanma değerinin daha iyi olduğu bildirilmiştir (100).

### 2.3.2. Pre-aktif Silanlar

Seramik primerleri aşağıdaki gibi sınıflandırılır (113):

- Unhidrolize tek şişe likit silan primeri,
- Prehidrolize tek şişe likit silan primeri,
- 2 veya 3 şişe likit primer, silan kaplama ajanı ve asit aktivatörün ayrı bulunduğu grup.

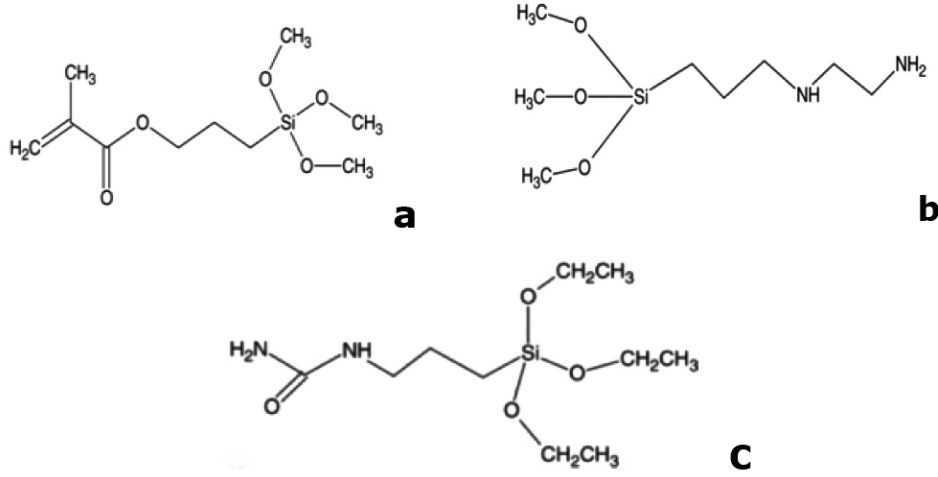
Silanlar, su ya da etanol içeren çözücüde pre-hidrolize olarak bulunurlar. Prehidrolize silan primeri, unhidrolize silan primerlerinden daha yüksek bağlantı gücüne sahiptir (113). Tek şişe prehidrolize silan içerikleri genellikle %1-5 oranındadır ve raf ömürleri kısadır. Zamanla bulanık bir görüntü oluşur. Günümüzde iki solüsyondan oluşan silan sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerde bir şişede etanol ile unhidrolize silan diğer şişede asetik asit solüsyonu bulunur (114). Kullanmadan önce iki solüsyon düşük pH'da, silan hidroliz olacak şekilde karıştırılır. Bu sistemler, tek şişe sistemlerle karşılaştırıldığında silanın raf ömrünün uzun olmasını sağlar. Örneğin; Silicoup A ve B (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) (105).

### 2.3.3. Silanların Kimyasal İçeriği

#### 1. Fonksiyonel Silanlar

Organofonksiyonel silanlar, çeşitli organik ve inorganik materyallerle reaksiyona giren ve bağlanan iki farklı reaktif fonksiyonel grup içerirler (Şekil 2.2.) (105). Bu yüzden onlara farklı materyaller arasındaki bağlantıyı arttıran adezyon düzenleyiciler de denmektedir. Hidroliz olabilen fonksiyonel gruplar inorganik substratların yüzey hidroksil gruplarıyla reaksiyona girer (115). Organik fonksiyonel grup, rezinin fonksiyonel grubuyla reaksiyona girer. Silanların organofonksiyonel grupları ile dental

rezin kompozitlerin farklı fonksiyonel grupları reaksiyona girebilir. Örneğin, epoksi rezinler ile amino ya da epoksi silanlar, vinil ya da akrilat rezinler ile vinil ya da metakrilat silanlar vs (105).



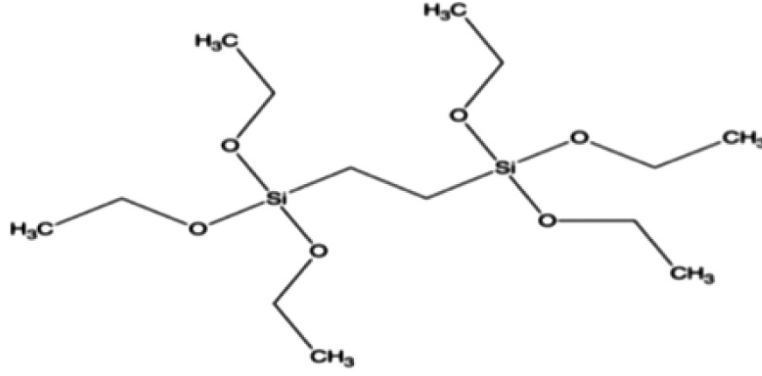
**Şekil 2.2.** Fonksiyonel Silanlar: a) 3-metakriloloksipropiltrimetoksisisilan, b) N-(3-(trimetoksisisilil)propil)etilendiamin, c) (3-(trietoksisisilil)propil)üre.

## 2. Non-Fonksiyonel Silanlar

Non-fonksiyonel silanlar, sadece reaktif alkoksi (-OR) fonksiyonel grupları içerir. Hidrolizinden sonra silanol grupları ile inorganik substratın yüzey hidroksil grupları reaksiyona girer. Bir bis-fonksiyonel silan, her biri hidroliz olabilen üç alkoksi grup içeren iki silikon atomuna sahiptir. Bunlar çapraz bağlı ya da dipodal silan olarak da adlandırılırlar.

Fonksiyonel silanlar ile çapraz bağlı silanların kombinasyonu, bağlanmayı ve rezin kompozit ile zirkonyum arasındaki siloksan tabakanın hidrolitik stabilitesini artırır (116). Çapraz bağlı silanın amacı silan molekülleri arasında oldukça geniş bağlantı kurarak üç boyutlu siloksan yapısı oluşturmak ve fonksiyonel silanlar arasında bağlantı kurmaktır. Böylece, rijit siloksan yapısı oluşur ve sonucunda çapraz bağlı yapıyı kırmak için daha fazla enerji gerekir. Ayrıca su moleküllerinin interfasyal tabakaya penetrasyonu, çapraz bağlı siloksan yapısı arttıkça zorlaşır.

Çapraz bağlı silanlar; bis-1,2-(trietoksisisilil) etan (BTSE), bis-1,2-(trikloroksisisilil) etan (BISET), bis-1,6-(trietoksisisilil) heksan (BISHEX) ve bis-1,8-(trietoksisisilil) oktan (BISOCT)'dir (Şekil 2.3.) (117, 118).



Şekil 2.3. Bis-1,2-(trietoksisilil) etan (BTSE).

Klinikte genellikle kullanılan silan primeri 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS)'dir. Nötral silanlar olarak da bilinen 3-MPS (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane) ve GPS (glycidoxipropyltrimetoksisilane) yakın derecede kaplama kuvvetine sahiptirler ve hafif asidik ortamda dengeli bir kompozisyona ulaşmak için kısa sürede büzülürler (119). Araştırma verilerine göre 3-MPS'nin hava ile kurutma sıcaklığından etkilenmediği bildirilirken, GPS ve 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride) / $\gamma$ -MPTS (gamma-trimethoxysilyl propyl methacrylate) silanları 3-MPS silanlarına göre 21°C de kurutulduklarında daha düşük bağlanma dayanımları göstermektedir. Ancak 38 °C de kurutulduklarında bütün silanların birbirine yakın sonuçlar verdiği belirtilmiştir (120).

Özellikle pre-hidrolize kaplama ajanlarının içeriğinde bulunan etanol, silan reaktivitesini etkilemeden rahatlıkla buharlaşabilir (119). Buharlaştırma işlemi 21°C'de tamamlanamadığında ılık hava (38 °C) uygulanması, etanol ve yan ürünlerin buharlaştırılmasına, dış kısımlarda fiziksel olarak tutunan silan tabakasının elimine edilmesine olanak sağlar (121). GPS silanının 38°C'de kurutulması elde edilen bağlanma dayanımlarının daha yüksek olması bu görüşü desteklemektedir (120).

Hidroliz, kondansasyon reaksiyonları ve siloksan tabakasının kalınlığı pH değerine bağlıdır (110). Yüksek pH'da hidroliz oranı artar. 3 MPS silanda bulunan asetik asit etkinliği ve pH stabilitesini sürekli sabit tutar (122).

Günümüzde adezyonu artırma amacıyla silan kaplama ajanlarının dışında başka kaplama ajanları da uygulanmaktadır, örneğin fosfat ester (MDP). Ayrıca self adeziv simanlar, adeziv primerler (tion ve tiol) ve karboksilik asit primerleri (4-META VE



MAC-10) kullanılır (123). Diş hekimliğinde kullanılan bazı silan ajanları Tablo 2.1.'de gösterilmiştir (105).

**Tablo 2.1.** Diş hekimliğinde kullanılan silan ajanları.

Ticari adı	Silan oranı (%)	Çözücü oranı (%)	pH	Endikasyonu	Üretici firma
Clearfil Seramik Primer	MPS, <5, MDP, N/A	Etanol > 80	2,3	Porselen, seramik, rezin bazlı materyalle	Kuraray, Osaka, Japan
Bisco Porselen Primer	A silan > 1	Alkol > 45 Aseton > 45	5,9	Porselen, kompozit	Bisco, Shaumburg II, USA
Cimara Silan Kaplama Ajanı	Silan N/A	2-Propanol 50-100	5,5	Seramik ve metallerin tamiri	VOCO, Cuxhaven, Germany
Bisco Bis Silan	A silan 1-10	Alkol>30-95	4	Porselen, kompozit	Bisco, Shaumburg II, USA
Clearfil Porselen Bond Aktivatör	MPS 40-60	Hidrofobik aromatik dimetakrilat	2,3	Porselen	Kuraray, Osaka, Japan
RelyX Ceramik Primer	MPS, <2	Etanol, 70-80 Su,20-30	4,6	Seramik, porselen, metal	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
ESPE Sil	MPS, <3	Etanol, >97 Metil etil keton <2	4,5	Metal, seramik, kompozit	ESPE Dental, Seefeld, Germany
Ultradent Silan	MPS, 5-15	2-Propanol, 92	5,3	Porselen, rezin kaplama ajanı, kron, köprü	Ultradent Product, South Jordan, UT, USA
Silicoup A ve B (iki şişe sistem)	N/A, MPS (Silicoup B)	Etanol, 25-50 Etilasetat, 25-50 Asetik asit, 5-10	N/A	N/A	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany
VITA Zahnfabrik	MPS, <2,5	Etanol, <52	N/A	Kron, Köprü	VITA SIL, Bad Säckingen, Germany
Monobond-S	MPS, <2,5	Etanol, 50-100	4	Porselen, kompozit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

#### 2.3.4. Silanların Uygulanması

Klinik uygulamada silan uygulanmış seramik yüzeyinin kurutulmasının ardından parlak görülmemesi gerekmektedir. Silan uygulamasının ardından seramik yüzeyinde görülen parlaklığın yüzeyde biriken fazla silandan kaynaklandığı ileri sürülmüş ve simantasyon protokolünün başından itibaren tekrar yapılması önerilmiştir. Silan uygulanmış restorasyon yüzeyin, silan uygulama öncesindeki gibi donuk ve mat bir görüntüye sahip olması gerektiği ileri sürülmüştür (124).

Seramik yüzeyine uygulanan silanların kalın ve zayıf bir katman oluşturmaması için bir veya iki tabaka sürülmesi önerilmiştir. Silan tabakasının kalın olması bağlanma dayanımını olumsuz etkilemektedir (125). Silan ajanının uygulanması değişik yöntemler ile yapılabilir; restorasyon yüzeyine sürülebilir, püskürtülebilir veya restorasyon silan çözeltisine daldırılabilir. Yüzeyin kurummasının ardından fazla madde hafifçe silinebilir ya da yıkanabilir (126). Seramik yüzeyine silan uygulamada ince fırça ile sürme yönteminin daldırma yöntemine göre bağlanma değerini daha fazla arttırdığı bildirilmiştir. Bunun nedeni olarak, sürme esnasında silan tabakasının daha ince uygulanmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir (125).

Diş hekimliği klinik uygulamalarında silan ajanının seramik ile etkileşimi için 1 dakikanın yeterli olduğu ileri sürülmüştür (127). Bununla birlikte, literatürde seramik yüzeyine uygulanmış silan ajanının en az 3 dakika beklenmesi önerilmiştir (128). Yapılan bir çalışmada silan uygulanmış restorasyon yüzeyinin çevre ile uzun süreli temasının bağlantıyı zayıflatacağını ve restorasyonun silanlanmasının simantasyon işleminin hemen öncesinde yapılması gerektiği bildirilmiştir. Silanın etkinleştirilmesinde ve hidrolizinde farklı asitlerin kullanılması da bağlanma dayanımını etkilemektedir (128).

Önceden de belirtildiği gibi restorasyon yüzeyine uygulanmış olan silanın ajanının fiziksel ve kimyasal açıdan tek tabaka olması istenmektedir. Klinik şartlarda silanın tek tabaka şeklinde uygulanmasını kontrol etmek imkansızdır, bu nedenle gereksiz miktar uzaklaştırılmalıdır. Bu işlem amacıyla sıcak hava uygulanmasının yanısıra, fazla silanın deneme patı 'try-in' simantasyon yöntemi kullanılarak uzaklaştırılması da önerilmiştir.

#### 2.4. HF Asit Uygulaması

Seramik yüzeyine yapılan asit pürüzlendirmesi ya da yüzeye alümina parçacık püskürtülmesi uygulamaları restorasyon yüzeyin topografyasında değişikliğe neden olarak mekanik tutuculuğun elde edilmesi için gerçekleştirilen fiziksel yöntemlerdir.

Diş hekimliği pratiğinde seramiklerinin asitlerle pürüzlendirilerek işleminin yapılması 1980'lerde başlanmış ve genel kabul görmüş bir uygulamadır. Dental seramiklerin büyük kısmı çok fazlı 'multiphase' sistemlerdir, bu tür maddelerin yapısında dağılmış bir kristal faz ve bunu çevreleyen camsız faz bulunmaktadır (129). Cam seramiklerin kristal sınırlarındaki atomları kristalin bünyesindeki atomlara kıyasla kimyasal olarak daha etkindir ve bu bölgedeki atomlar asitle tepkimeleri sonucu daha fazla çözülürler (130). Seramiklerin pürüzlendirilmesinde genellikle HF asit kullanılmaktadır. HF asit seramiğin camsız fazına etki ederek bu faz yüzeyinde ve fazlar arasındaki sınır bölgelerinde 3-4 µm derinliğinde çözünme sağlayıp heksafluorosilikat oluşturur. Bu bileşiğin su ile yıkanarak ortamdan uzaklaştırılmasıyla balpeteğine benzer boşluklu derin bir yapı oluşmaktadır (107).

Dental seramiklerin asitle pürüzlendirilme işleminde genellikle %4-10 değerinde HF asit kullanılmaktadır (114). Seramiğin asitle pürüzlendirilme süresi uzadıkça camsız fazın çözülmesinin fazla olması nedeniyle yüzey daha düzensiz hal almakta ve sonuç olarak yüzeyin pürüzlülük değeri de artmaktadır (131). Bununla birlikte uzun süreli HF asit uygulaması sonucunda bağ değerinin anlamlı şekilde azaldığından dolayı HF asit ile uzun süreli pürüzlendirmeden kaçınılmalıdır (100, 114, 124). HF asitin %9-10'luk konsantrasyonu 60-120 sn arasında restorasyon yüzeyine uygulanması bilimsel kanıta dayalı ve geçerli bir yöntemdir (124, 132).

Farklı bir yüzey hazırlama yöntemi de kumlamanın ardından %4-5 konsantrasyonda HF asitin 4-5 dakika süreyle uygulanmasıdır. IPS Empress II seramiğin üretici firma tarafından seramik yüzeyin 20 sn %5 konsantrasyonda HF asit ile pürüzlendirilmesi önermiştir. Bu protokolü destekleyen çalışmalar mevcuttur (124). Lityum disilikat temelli seramiklerde %2,5-10 konsantrasyonda HF asit çözeltisinin 30 saniye ile 3 dakika arasında uygulanmasının restorasyon yüzeyinde istenilen pürüzlülüğü sağladığı belirtilmiştir (131). HF asit hakkında herhangi bir kullanım talimatının bulunmadığı durumlarda pratik deneyimler bize 60-120 sn asitle pürüzlendirme işleminin geçerli bir işlem olduğunu göstermektedir (124).

HF asitin kullanımı ile ilgili tereddütler bulunmaktadır. HF asit canlı dokular üzerine yakma ve yok etme özelliği veya diğer bir deyişle 'kostik' özelliği bulunmayan bir madde olmasına rağmen yumuşak dokularla derin teması sonucunda 24-48 saat içinde metabolik hücre yıkımına neden olan bir zehir gibi davranmaktadır. HF asidin yumuşak dokular üzerine çok ciddi yan etkisinin olabildiği rapor edilmiştir. HF asit deri, göz ve mukozada ciddi yanık oluşturabilmektedir. HF asidin %5 konsantrasyonu insan derisi ile temas ettiğinde ilk zamanlar herhangi bir bulgu görülmemesine rağmen, birkaç saat sonra ağrılı bir tepkime gerçekleşir. Bu gibi tehlikeli nedenlerden dolayı HF asidin ağız içinde kullanımı sınırlandırılmış ve çoğu ülkede yasaklanmıştır (132).

## 2.5. Simantasyon

Diş ile restorasyon arasındaki boşluğu kapatma ve bağlantı oluşturarak restorasyonun diş yüzeyinde kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işleme simantasyon denir (133). Başarılı yapılmış simantasyon işlemi restorasyonun retansiyonunu, marjinal sızdırmazlığını ve devamlılığını yakından etkiler (134). Aksine simantasyon aşamasının başarısız olması kron ve sabit bölümlü restorasyonların diş yüzeyinden ayrılmasına neden olur. Simanın çözünmesinden dolayı kısmi ayrılmalarda ise ikincil çürükler görülebilir. Tüm bu durumlar restorasyonun ve dolayısıyla da yapılan tedavinin başarısızlığına neden olabilmektedir (135).

İdeal bir simanda olması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Çalışma zamanı yeterli olmalıdır.
- Film kalınlığı 25 µm'den fazla olmamalıdır.
- Sertleşme süresi olabildiğince kısa olmalıdır.
- Baskı direnci en az 30-70 MPa olmalıdır.
- Çekme direnci geleneksel simanlarda 2 MPa, adeziv simanlarda 40 MPa olmalıdır.
- Pulpa için toksik olmamalıdır.
- Biyolojik dokularda toksik etkiye neden olmamalıdır.
- Ağız sıvılarında çözünürlüğü mümkün olduğu kadar az olmalıdır.

- Siman artıkları rahatlıkla temizlenebilmelidir.
- Radyografide fark edilecek kadar radyopak olmalıdır.
- Dentine yeterli bağlanma özelliği olmalıdır (133, 135-137).

Simanların sınıflandırılması ile ilgili literatürde çeşitli görüşler mevcuttur. Ancak Donovan ve arkadaşları (138) simanları basitçe ikiye ayırmışlardır:

#### 1. Geleneksel simanlar

- Çinko fosfat siman
- Polikarboksilat siman
- Cam iyonomer siman

#### 2. Adeziv simanlar

- Rezin siman
- Rezin-modifiye cam iyonomer siman.

### 2.5.1 Geleneksel Simantasyon

Adeziv olmayan simanlarla gerçekleştirilen simantasyona geleneksel simantasyon adını almaktadır. Polikarboksilat, çinko fosfat ve cam iyonomer siman gibi geleneksel simanlarla yapılır. Restorasyonun diş yüzeyine sabitlenmesi, kimyasal veya mekanik yolla gerçekleşmektedir (133, 136).

Çinko fosfat simanın diş yüzeyine bağlanması mikromekanik yolla olmaktadır. Kullanılan en eski simanlardan biridir ve ağız sıvılarında çözünürlüğü düşüktür. Genellikle direncin yüksek olmasından dolayı daimi simantasyonlarda kullanılırlar. Avantajları arasında yüksek sıkışma dayanımı, film kalınlığının uygun olması, kolay karıştırılması ve uygulanması bulunmaktadır. En önemli dezavantajı, asidik özelliği nedeniyle pulpa hassasiyetine sebep olabilmektedir (139).

Polikarboksilat siman, hem mekanik hem de kimyasal bağlanma özelliği sayesinde daha dayanıklı bir siman olarak bilinmektedir. Ancak film kalınlığının fazla olması ve düşük gerilme direnci nedeniyle simantasyon esnasında dikkat edilmesi

gerekmektedir. Metal ve porselen restorasyonların ve ortodontik bantların yapıştırılmasında ve ayrıca kaide maddesi olarak da kullanılmaktadır (139, 140).

Cam iyonomer simanın, diş yapısında bulunan kalsiyum tuzları ile reaksiyona girerek dişe bağlanması en önemli avantajıdır . Bu siman silikat ve poliakrilat moleküllerinin birleştirilmesiyle elde edilmiştir. Ayrıca flor salınımı sayesinde çürük insidansını da azaltmaktadır. Ağız sıvılarında çözünebilir olması ise en önemli dezavantajı olarak bilinmektedir (140).

## **2.6. Diş Hekimliğinde Rezin Simanlar**

Kompozit rezinler kron-köprü simantasyonu için ilk olarak 1970'lerin başlarında önerilmiştir. Geliştirilen mekanik özellikleri, asitle bağlama tekniği ile mineye olan bağlantısı ve organik veya inorganik asit uygulaması sayesinde dentin dokusuna olan bağlantısı sayesinde yapıştırma ajanı olarak kullanımları her geçen gün artmaktadır (8).

Dentinin organik fazına mikromekanik olarak bağlanan rezin simanlar, inorganik yapısına kimyasal olarak bağlanırlar. Kompozit rezinlerle benzer özelliklere sahip rezin simanların içerik olarak doldurucu oranı çok daha düşüktür (141). Rezin simanların yapışma stratejisi, kompozitlerde olduğu gibi hibrid tabaka oluşumuna bağlıdır (142).

Rezin simanlar; diş dokusuna ve porselen yüzeyine bağlanmada yüksek bağlanma değeri göstermeleri, yüksek sıkışma ve gerilme dayanımı özelliklerinin yanı sıra mevcut diğer simanlara kıyasla en düşük çözünürlüğe sahip olmaları sayesinde klinik olarak en ideal yapıştırma ajanları olarak kabul edilebilirler (134).

### **2.6.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması**

Rezin simanlar adeziv sistemlerine ve polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılırlar.

Polimerizasyon mekanizmalarına göre;

- Işıklı polimerize olanlar (light - cure)
- Kimyasal yolla polimerize olanlar (self - cure)
- Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olanlar (dual - cure).

Adeziv sistemlerine göre (143);

- Total etch simanlar
- Self etch simanlar
- Self adeziv simanlar olmak üzere üç gruba ayrılırlar.

Self adeziv rezin simanlar literatürde "all in one" veya "universal" rezin simanlar olarak da adlandırılırlar (144).

## **2.6.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar**

### **Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar (light - cure)**

Işıklı aktive olan foto – başlatıcıları (kamforokinon) sayesinde rezin simanlar ışıklı polimerize olabilmektedir. Bu grup simanlarda en önemlisi ışığın tüm bölgelere ulaşması ve foto - başlatıcıları uyarabilmesidir (144).

Işıklı polimerize olan rezin simanlar; kalınlığı 1.5 mm'yi geçmeyen cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlarda kullanılabilirler. Ayrıca yeterli çalışma süresi ve renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajlara da sahiptirler (145, 146).

### **Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (self - cure)**

"Self-cure" olarak adlandırılan bu grup rezin simanlar kimyasal bir reaksiyon sonucu polimerize olurlar. İki malzemenin birlikte karıştırılmasıyla dibenzoil peroksit gibi bir organik peroksit başlatıcı tersiyer amin hızlandırıcı ile reaksiyona girer ve polimerizasyonu başlatılır. Bu simanlar; endodontik postlar, metal restorasyonlar ve kalın seramik restorasyonlar gibi ışıklı polimerizasyonun güç olduğu alanlarda kullanılmaktadır (134, 144).

### **Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (dual - cure)**

Dual - cure olarak da adlandırılan bu simanlar hem kimyasal hem de ışıklı polimerize olan rezin simanların özelliğini bir arada bulundurur. Seramiğin çok kalın olduğu durumlarda veya ışığın geçmesine izin vermeyecek kadar yoğun opak tabakasının varlığında bu rezin simanlar endikedir. Dual-cure rezin simanlar her ne kadar kimyasal olarak da polimerize olabilme özelliği taşısalarda, yüksek polimerizasyon düzeyine ulaşmak için hala ışıklı sertleştirilmesi gerektiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (144, 147).

### **2.6.3. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar**

#### **Total Etch Rezin Simanlar**

Total etch sisteminde smear tabakasını ortadan kaldırmak ve dentin tübüllerini açmak için mine ve dentin yüzeyine % 30 - % 40 fosforik asit uygulanmaktadır. Pürüzlendirme işleminin ardından, rezin simanın dişe bağlanması için hazırlanmış yüzeye primer ve adeziv uygulanır. Bu rezin simanlar ve adezivler hem light-cure hem de dual-cure olabilirler (148).

#### **Self Etch Rezin Simanlar**

Self-etch sisteminde diş yüzeyine self-etch özellikli bir primer sürülür ve ardından hazırlanan siman uygulanır. Bu sistem sayesinde elde edilen bağlanma değeri, total etch siman sistemlerindeki kadar yüksektir (148).

#### **Self Adeziv Rezin Simanlar**

Diş hekimliğinde son yıllarda geliştirilen self adeziv rezin simanlar sayesinde simantasyondaki güçlük ve zaman kaybının önlenmesi amaçlanmıştır. Self adeziv simanların, uygulama sırasındaki prosedürleri sadeleştirip, çok basamaklı işlemleri elimine ederek simantasyon prosedürünü standardize etmeleri amaçlanmaktadır (149, 150).

Universal adeziv simanlar olarak da adlandırılan bu simanlar mikro abrazyon, asitleme, primer ve bond uygulaması gibi işlemlere ihtiyaç olmadan dentin, mine ve porselen yüzeyine yeterli bağlanma değerine sahip oldukları söylenebilir (134, 151). Böylece, simantasyon işlemi basit ve tek bir adımda gerçekleştirilir.

Self adeziv rezin simanlar 2 komponentten oluşur. Birinci komponent geleneksel metakrilat monomerlerinden (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA gibi) oluşmaktadır. Diğer komponent içeriğinde ise demineralizasyonu ve dentine bağlanmayı sağlamak amaçlı karboksilik asit veya fosforik asit grubuna sahip monomer bulunmaktadır (148). Bunların dışında geleneksel rezin simanlarda olduğu gibi cam doldurucular, engelleyiciler, pigmentler, stabilize ediciler ve başlatıcılar da bulunmaktadır. Toplam doldurucu oranları %60-%75 arasındadır. Genellikle dual cure olarak kullanılan self adeziv simanların otopolimerizan (self cure) olanları da mevcuttur (152).



Yapılan bir çalışmada, bu simanların çoğunun mineye göre dentin yüzeyine daha iyi bağlandığı gösterilmiştir (143). Başka bir çalışmada ise bu kategorideki simanların büyük bir kısmında, asit ve bir bonding ajanı uygulandığı zaman mineye olan bağlanma değerinin arttığı söylenmiştir. Self adeziv simaların bağlantısını kuvvetlendirmek için mine yüzeyine "selektif etching" işlemi uygulanabilmektedir (153).

## **2.7. Termal Siklus**

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller ağız ortamında sürekli olarak ısı değişikliklerine maruz kalırlar (154). Nefes alıp vermek, yemek ve içmek gibi fizyolojik olaylar sırasında ağız içerisindeki ısı yaklaşık 0 °C ile 60 °C arasında değişmektedir (155). Ağız kapalı iken ortamın ısı değeri yaklaşık 35,2 ±2,1 °C civarındadır (156). Bu sebeple diş hekimliğinde yapılan in vitro çalışmaların ağız içini taklit edebilmesi için termal siklus uygulaması sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (154, 157).

Termal siklus yöntemi sırasında örneklerin önce soğuk, sonra da sıcak suya daldırılmasına "devir" denilmektedir. Bu devrin tamamlanmasına kadar geçen süreye ise "devir süresi" denilmektedir. Devir sayısı 500 ile 50.000 arasında değişkenlik göstermektedir. Her iki banyo solüsyonunda da bekleme süresi 15–60 saniye civarındadır. Banyolar arası geçiş süresi ise 5–10 saniye kadardır (157-159). Banyonun ıslığı, daldırma süresi, tipi ve banyolar arası geçiş zamanında farklılıklar görülsede, çalışmalar genellikle 5 °C – 55 °C aralığında yapılmaktadır (154).

## **2.8. Bağlanma Direnci Testleri**

Diş hekimliğinde sıkça kullanılan adeziv sistemlerin etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu bağlamda en etkin yöntemin klinik çalışmalar olduğu bilinmektedir. İn-vivo çalışmaların uzun dönem takiplerinin zaman alıcı ve belirli bir standardı uygulamanın güç olması nedeniyle, in-vitro bağlantı dayanım testleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (160).

Bağlanma direnci testleri, teknik olarak adeziv-aderent arasındaki bağlantıyı bozarak başarısızlığa sebep olan en düşük kuvveti ölçer ve bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğunu tespit eder (161).

In vitro şartlarda dental materyallerinin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlanma kuvvetini belirlemede en çok makaslama ve çekme bağlantı kuvvetleri test

yöntemleri kullanılmaktadır (162). Ancak dişlerde bölgesel değişikliklerin bağlanma direncine etkisini belirlemek amacıyla daha küçük yüzeylerin değerlendirilmesine olanak sağlayan mikro-makaslama bağlanma direnci ve mikro-çekme bağlanma direnci testleri de kullanılmaktadır (160, 163).

Temel olarak diş ve restorasyon arasında oluşan gerilim paralel olduğunda makaslama, dik olduğunda çekme gerilimi olarak tanımlanabilir (160).

### **2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Makaslama testi en sık kullanılan bağlanma testidir. Bu testte kopma kuvveti, örneklere paralel olarak uygulanmaktadır. Ayrıca dönme momentini önlemek için, kuvveti ileten uç adeziv bağlanma yüzeyine mümkün olan en yakın mesafeden uygulanmalıdır. Makaslama testlerinin kuvvet dağılımı daha homojen ve bu yöntem sayesinde ağız ortamı gerçeğe yakın taklit edilebilmektedir (163, 164).

### **2.8.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi**

Çekme testinde bağlanma bölgesi diş yüzeyine  $90^\circ$  açıyla yani dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır (165). Kuvvet dağılımının homojen olabilmesi için, bu yöntemde örneğin doğru konumlanması önemlidir. Ayrıca dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan bir diğeri, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılmasından kaynaklanan hatalı sonuçların oluşabileceğidir. Örneklerin hazırlanması esnasında oluşabilecek mikroçatlakların çekme testi sonucunu etkileyebileceği de unutulmamalıdır (160, 166).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Çalışma Tasarımı

Bu in vitro çalışmada, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklenen TDH-2018-3101 numaralı destek projesi kapsamında alınan sarf malzemeler kullanıldı.

Hibrit seramik örneklerin yüzeyine farklı bağlanma ajanlarının uygulanmasını ve makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutularak en uygun simantasyon protokolünü tespit etmeyi amaçlayan bu çalışmamızın yapım aşamaları Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği bölümünün laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1.'de verilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmaya dahil edilen materyaller.

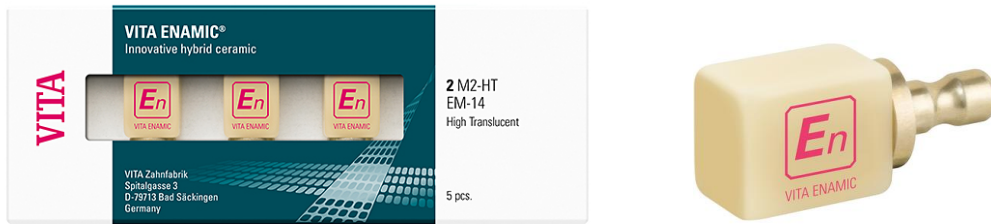
<b>Materyalin türü</b>	<b>Ticari adı</b>	<b>İçerik</b>	<b>Üretici</b>
<b>Hibrit seramik blok</b>	<b>VITA Enamic 2M2 HT</b>	%86 oranında seramik ve %14 polimer	VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Almanya
<b>Dual-cure rezin siman</b>	<b>RelyX Ultimate Adhesive Resin Cement</b>	Metakrilat monomerleri, stabilizatör, renklendirici vs.	3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
<b>Silan</b>	<b>RelyX Ceramic Primer</b>	MPS, etanol, su	3M ESPE, St.Paul, MN, USA
<b>Silan</b>	<b>Clearfil Ceramic Primer</b>	MPS, MDP, etanol	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya
<b>Silan bazlı universal bonding ajanı</b>	<b>Single Bond Universal Adhesive (Scotchbond Universal in the USA)</b>	MDP, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebon TM kopolimer,doldurucu, etanol, su, initiator, silan	3M ESPE St.Paul, MN, ABD
<b>Bonding ajanı</b>	<b>Adper Singlebond 2 (Adper Singlebond Plus in the USA)</b>	Bis-GMA, HEMA, dimetakrilat, etanol, su, fotoinitiatörler, metakril özellikli kopolimer ve silika nanodoldurucular	3M ESPE St.Paul, MN, ABD
<b>Hidroflorik Asit</b>	<b>Ultradent</b>	%9 hidroflorik asit	Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD

\*MPS, metakriloksitrimetoksisilan (prehidrolize); MDP, 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat; HEMA, 2-hidroksietil metakrilat; Bis-GMA, Bisfenol Adiglisidil eter dimetakrilat.

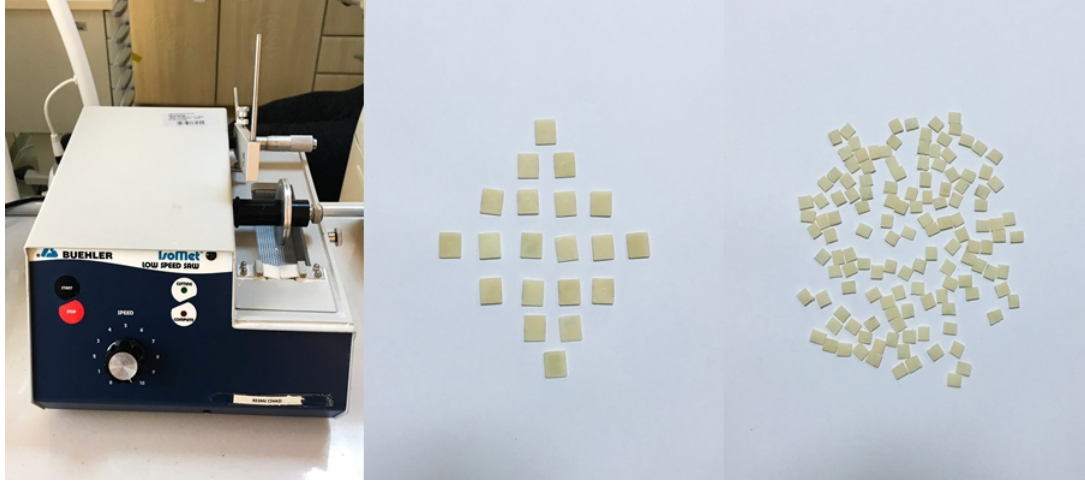
### 3.2. Çalışmanın İçeriği

Bu çalışmada hibrit seramik içerikte CAD/CAM materyali (Vita Enamic; VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Almanya) kullanıldı. İki farklı silan ajanı (Clearfil Ceramic Primer; Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya), (3M Relyx Ceramic Primer; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD), silan bazlı universal bonding ajanı (3M Scotchbond Universal; 3M ESPE St.Paul, MN, ABD) ve bonding ajanı (Adper Single Bond 2; 3M ESPE St.Paul, MN, ABD) olmak üzere, toplamda 4 farklı bağlanma ajanı örneklerle uygulandı ve ardından örneklerle dual-cure rezin siman materyali (RelyX Ultimate Adhesive Resin Cement; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) tatbik edildi.

Toplamda 120 adet yüksek translüsent 2M2 renkte VITA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Almanya) örnek CAD-CAM bloklarından (12x14x18), (Şekil 3.1.) Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restortif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD) kullanılarak 2x6x7 mm boyutlarında hazırlandı (Şekil 3.2.). Kesme işleminin ardından tüm örneklerin kalınlıkları kumpas kullanılarak ölçüldü (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan). 0,05 mm'den fazla kalınlık farkı gösteren örnekler çalışmadan çıkarılarak, istenen kalınlıkta yeni örnekler çalışmaya dahil edildi.



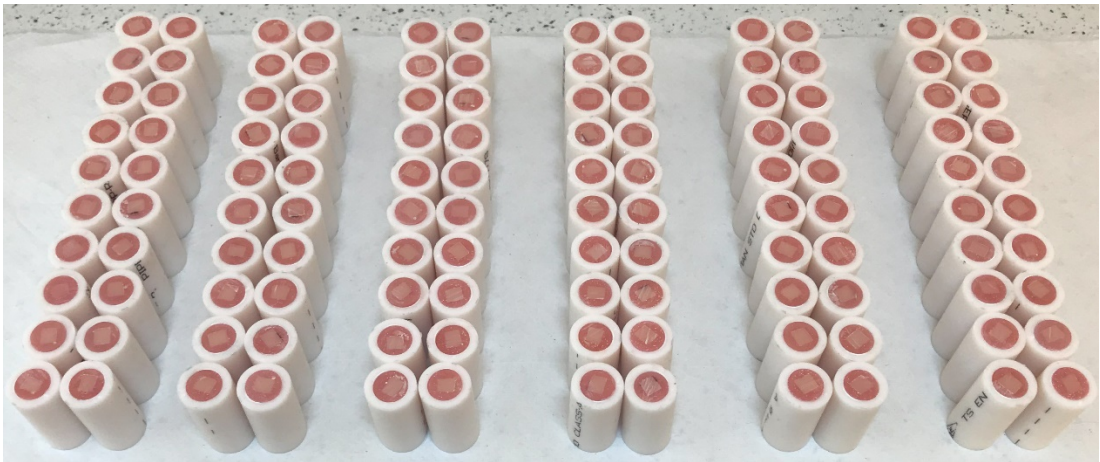
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan Vita Enamic blokları.



**Şekil 3.2.** Örneklerin istenilen boyutlarda hassas kesme cihazında kesilmesi.

Elde edilen örnekler 40 mm yüksekliğinde ve 20 mm çapında önceden hazırlanan plastik yuvarlak kalıplar içine bir yüzeyi tamamen açık olmak üzere pembe akrilik rezin (Vertex Self-Curing, Vertex-Dental B.V., Zeist, Hollanda) kullanılarak yerleştirildi. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, 120 örneğin her biri sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grid'lik su zımparası (Atlas Zımpara, İstanbul, Türkiye) ile zımparalanarak yüzeyler düzleştirildi. Tüm örnekler ultrasonik banyoda distile su ile temizlendi.

Bu işlemlerin ardından örnekler, her grupta 20 adet olmak üzere rastgele 6 gruba ayrıldı (Şekil 3.3.). Tüm örnekler bağlantı ajanının uygulandığı 24 saat sonrasına kadar kontamine olmamış temiz bir ortamda bekletildi. Çalışma grupları ve yapılan işlemler Tablo 3.2.'de verilmiştir.



**Şekil 3.3.** Hazırlanan kalıplar içerisine örneklerin yerleştirilmesi ve rastgele 6 gruba ayrılmış örnekler.

**Tablo 3.2.** Çalışma grupları ve yapılan işlemler.

Gruplar	Yapılan işlemler
RCP	3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan ajanı 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutuldu.
RCP+SB2	3M RelyX Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan ajanı 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutuldu ve ardından Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) tek tabaka sürülüp 5 sn kurutuldu.
SBU	Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan içerikli bağlanma ajanı 20 sn uygulanıp, 5 sn kurutuldu.
CP	Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) silan ajanı 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutuldu.
NEGATİF	Herhangi bir yüzey işlemi veya bağlayıcı ajanı uygulanmadı.
POZİTİF	%9'luk konsantrasyonda HF asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) 60 sn uygulanıp, 60 sn yıkayıp kurutuldu. Ardından aynı örneklere silan ajanı olan 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutuldu.

Birinci grup (RCP) hibrit seramik örnek yüzeylerine 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan ajanı üretici firma önerileri doğrultusunda 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutulmuş örnekler hazırlandı (Şekil 3.4.).



**Şekil 3.4.** Birinci grubun şematik görüntüsü.

İkinci grupta (RCP+SB2) hibrit seramik örneklere üretici firma önerileri doğrultusunda 3M RelyX Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan ajanı 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutuldu ve ardından Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) tek tabaka sürülüp 5 sn kurutularak tatbik edildi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. İkinci grubun şematik görüntüsü.

Üçüncü grupta (SBU) hibrit seramik örneklere üretici firma önerileri doğrultusunda Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) silan içerikli bağlanma ajanı 20 sn uygulanıp, 5 sn kurutularak örnekler hazırlandı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Üçüncü grubun şematik görüntüsü.

Dördüncü grupta (CP) ise hibrit seramik örneklere üretici firma önerileri doğrultusunda Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) silan ajanı 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutularak tatbik edildi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Dördüncü grubun şematik görüntüsü.

Negatif Kontrol (Negatif) grubu olan beşinci grupta hibrit seramik örneklere herhangi bir bağlayıcı ajanı uygulanmadı.



Pozitif Kontrol (Pozitif) grubu olan altıncı grupta ise hibrit seramik örnekler üretici firma önerileri doğrultusunda %9'luk konsantrasyonda HF (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) 60 sn uygulanıp beklenerek ardından 60 sn yıkayıp kurutulmak suretiyle uygulandı. Ardından aynı örnekler silan ajanı olan 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) 60 sn uygulanıp, 20 sn kurutulmuş örnekler hazırlandı (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Altıncı grubun şematik görüntüsü.

### 3.3. Dual-Cure Rezin Siman Uygulaması

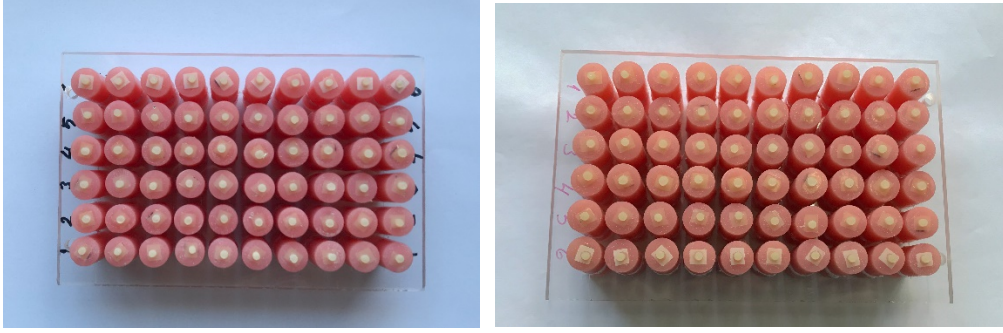
Örneklerin tümüne 3 mm çapa ve 2 mm kalınlığa sahip silindirik silikon kalıp yardımıyla dual-cure rezin siman materyali 3M RelyX Ultimate Adhesive Resin Cement (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) uygulandı ve firma önerileri doğrultusunda her yüzeyden 20'şer sn olma üzere Valo (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) ışık cihazı ile polimerizasyonu sağlandı (Şekil 3.15.). Ardından termal siklüs işeminin uygulanacağı 24 saat sonrasına kadar tüm örnekler 37°C distile suda bir inkübatörde bekletildi.



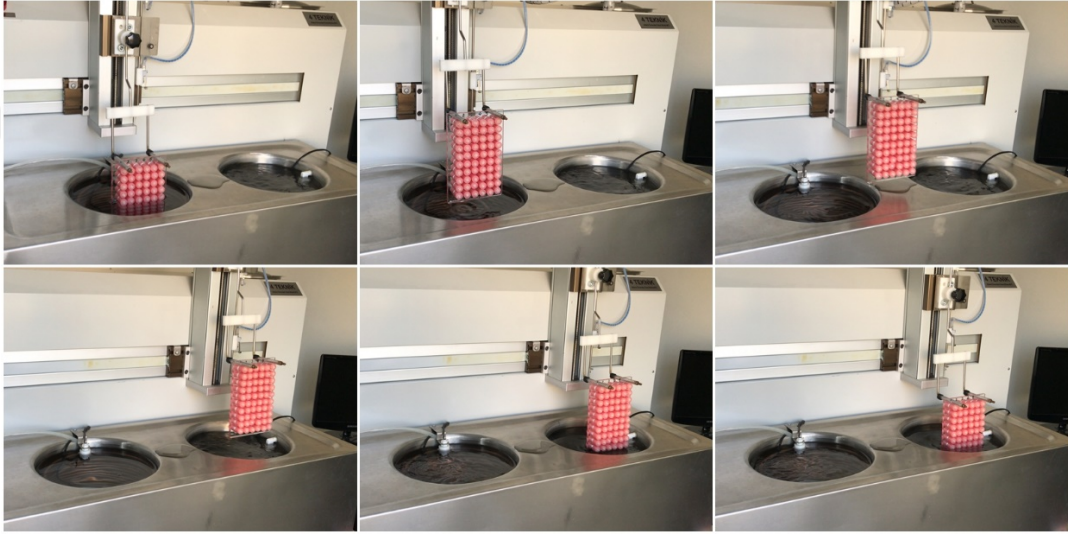
Şekil 3.15. Rezin simanın uygulanması ve polimerizasyonu.

### 3.4. Termal Siklus Uygulaması

Örnekler, özel olarak üretilmiş şeffaf akrilik plaklara Şekil 3.16.'da gösterildiği gibi yerleştirildi ve ardından makaslama testi öncesi ağız ortamının simülasyonu amacıyla, Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği bölümünde bulunan 'El Yapımı 4 Teknik' termal siklüs cihazında örnekler 5-55 °C larda 30 sn bekleme süresi ile 5000 termal siklüs uygulandı (Şekil 3.17.).



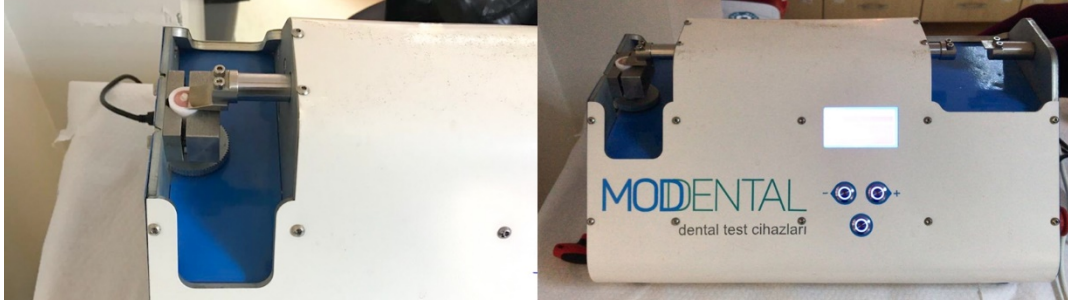
Şekil 3.16. Örneklerin akrilik şeffaf plaklara yerleştirilmesi.



Şekil 3.17. Termal siklus işlemi.

### 3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Hazırlanan bütün örneklere Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan mikrogerilim test cihazı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) kullanılarak makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı (Şekil 3.18.). Cihazın kırıcı ucu örneklerin hibrit seramik-rezin bağlantı bölgesine yakın olarak konumlandırıldı ve 90° açı ile konumlandırılmasının ardından, resin siman hibrit seramik yüzeyinden ayrılana kadar 0,5 mm/dk hızla 500 N kuvvet uygulandı. Ayrıntılı tablo ve zamana bağlı kuvvet-gerilim grafikleri mikrogerilim cihaz yazılımı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) aracılığıyla elde edildi.



Şekil 3.18. Örneklerin mikrogerilim test cihazı ile kırılması.

### 3.6. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülerinin Eldesi

Hibrit seramik örneklere bağlanma ajanlarının uygulanmasının ardından, 6 grubun her birinden rastgele 1 örnek seçilerek x500, x1000 ve x3000 büyütmede taramalı elektron mikroskobu ( Zeiss LEO 1430, Oberkochen, Almanya) görüntüleri alındı.

### 3.7. İstatistiksel Analiz

Kırma testi sonucunda elde edilen verilerin analizi Akdeniz Üniversitesi İstatistik Danışma Birimi tarafından SPSS 23.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) programı ile yapıldı. Verilerin normal dağılım varsayımı Shapiro-Wilk ile kontrol edildi. Değişkenlerin tanımlayıcı istatistik olarak frekans, yüzde, ortalama, standart sapma, medyan, %25 ve %75 persentil değerleri ile sunuldu. Grupların sayısal verileri arasındaki farkın analizinde non-parametrik Kruskal Wallis testi kullanıldı. Anlamli çıkan farkın sonucunda ikili karşılaştırmalarda ise Bonferroni-Dunn yöntemi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak kabul edildi.

#### 4. BULGULAR

Yapılan çalışmada, farklı bağlanma ajanları uygulanmış 5 grubun ve Negatif Kontrol grubunun makaslama bağlanma dayanımına ait sayısal veriler arasındaki farkın analizinde non-parametrik Kruskal Wallis testi kullanıldı ve en az bir grubun diğerlerinden farklı olduğu tespit edildi. Grupların standart sapma ve ortalama değerleri Tablo 4.1.'de belirtildi.

**Tablo 4.1.** Grupların ortalamaları ve standart sapmaları.

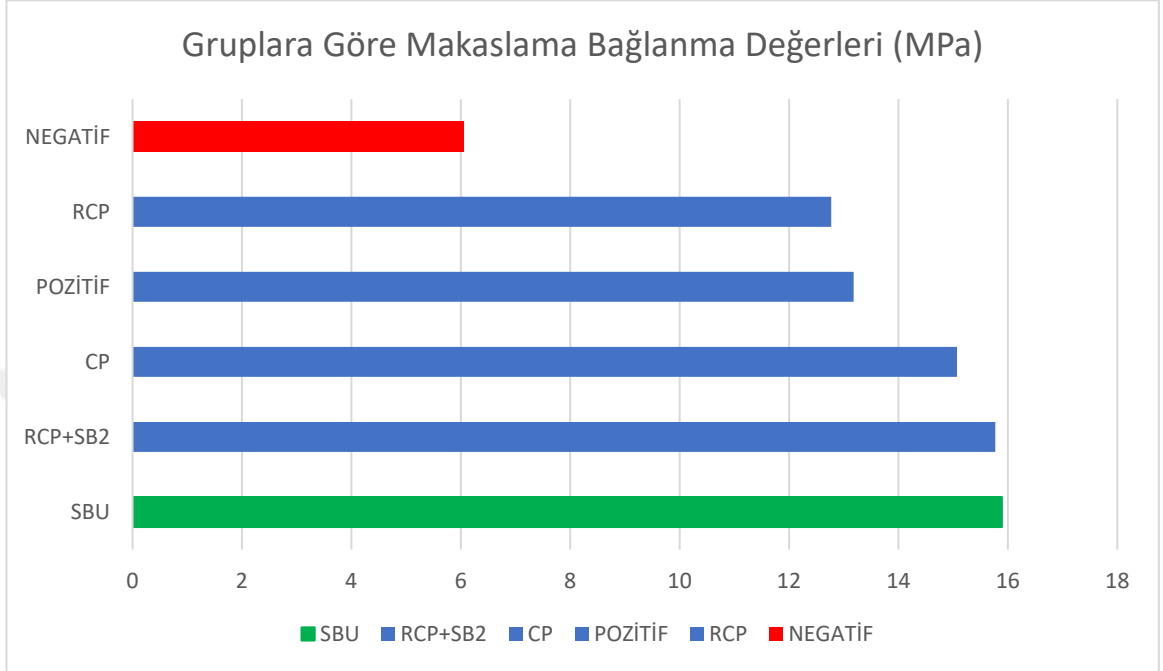
Gruplar						
	Örnek sayısı	Ortalama MPa	Standart sapma	Ortanca değer	Persentil 25	Persentil 75
RCP	20	14,19	437	<b>12,77</b>	11,25	14,76
RCP + SB 2	20	15,45	2,56	<b>15,77</b>	14,77	16,22
CP	20	16,25	6,39	<b>15,07</b>	11,62	16,68
SBU	20	15,04	4,15	<b>15,89</b>	12,55	17,47
NEGATİF	20	6,05	3,14	<b>6,06</b>	4,91	7,33
POZİTİF	20	13,61	3,16	<b>13,18</b>	12,30	15,69

İkili karşılaştırmalarda Bonferroni-Dunn yöntemi uygulandı ve fark oluşturan grubun Negatif Kontrol grubu olduğu belirlendi. Herhangi bir bağlanma ajanı uygulanmamış Negatif Kontrol grubu ile diğer grupların ikili karşılaştırmaları sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ( $p<0,05$ ). Bunun yanında, Negatif Kontrol grubu dışındaki tüm diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ), (Tablo 4.2.).

**Tablo 4.2.** Grupların ikili karşılaştırmaları ile elde edilen anlamlılık değerleri.

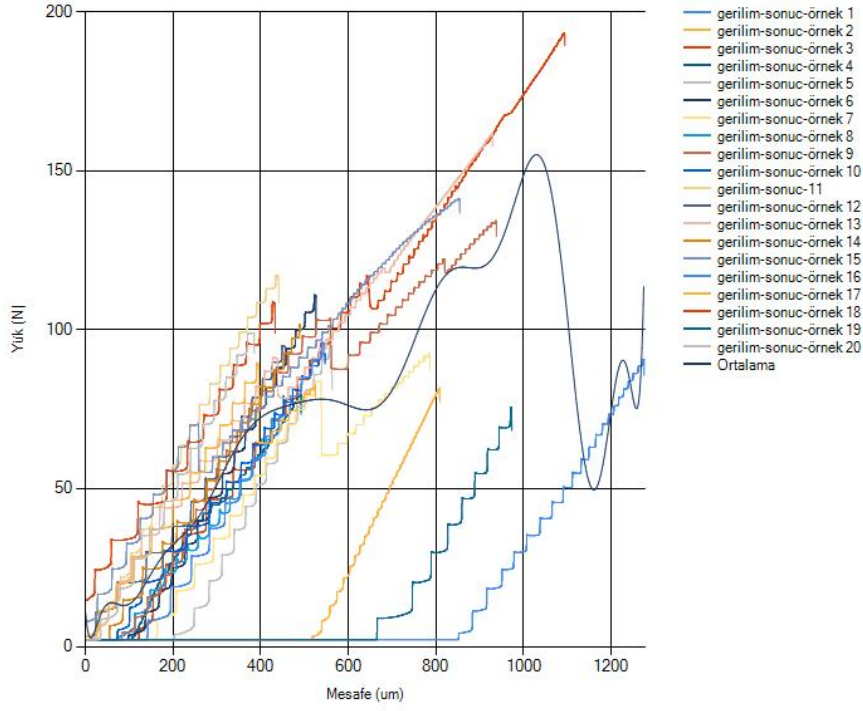
Sample1-Sample2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj.Sig.
NEGATİF-RCP	47,125	11,000	4,284	,000	,000
NEGATİF-POZİTİF	-49,125	11,000	-4,466	,000	,000
NEGATİF-CP	59,125	11,000	5,375	,000	,000
NEGATİF-SBU	61,050	11,000	5,550	,000	,000
NEGATİF-RCP + SB 2	65,875	11,000	5,989	,000	,000
RCP-POZİTİF	-2,000	11,000	-,182	,856	1,000
RCP-CP	-12,000	11,000	-1,091	,275	1,000
RCP-SBU	-13,925	11,000	-1,266	,206	1,000
RCP-RCP + SB 2	-18,750	11,000	-1,705	,088	1,000
POZİTİF-CP	10,000	11,000	,909	,363	1,000
POZİTİF-SBU	11,925	11,000	1,084	,278	1,000
POZİTİF-RCP + SB 2	16,750	11,000	1,523	,128	1,000
CP-SBU	-1,925	11,000	-,175	,861	1,000
CP-RCP + SB 2	6,750	11,000	,614	,539	1,000
SBU-RCP + SB 2	4,825	11,000	,439	,661	1,000

Gruplar arasında en düşük bağlanma değeri herhangi bir bağlanma ajanı uygulanmamış Negatif Kontrol grubunda, en yüksek bağlanma değeri ise Scotchbond Universal Adhesive bağlanma ajanının uygulandığı SBU grubunda saptandı (Şekil 4.1.).

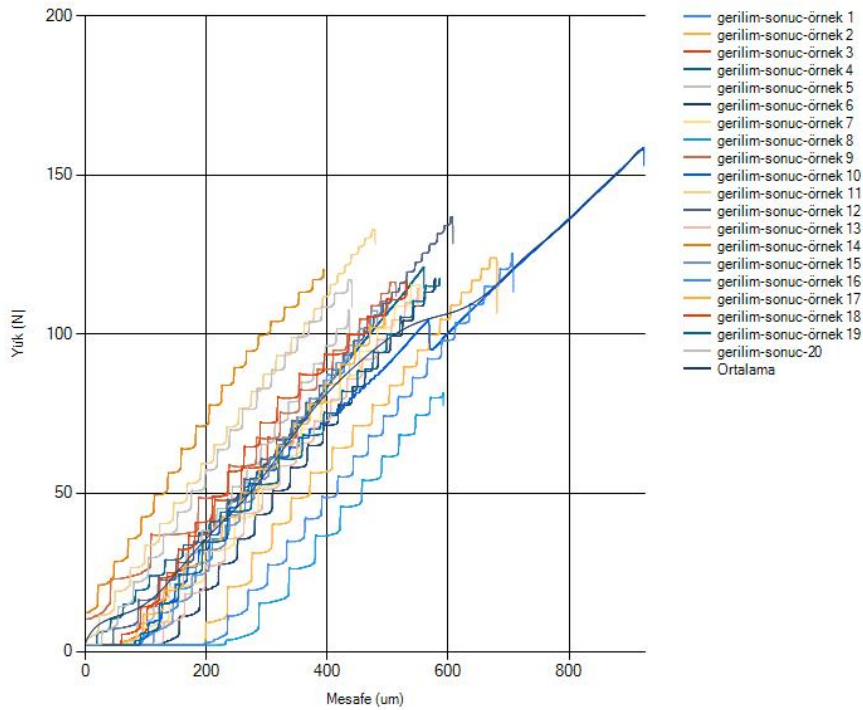


Şekil 4.1. Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri.

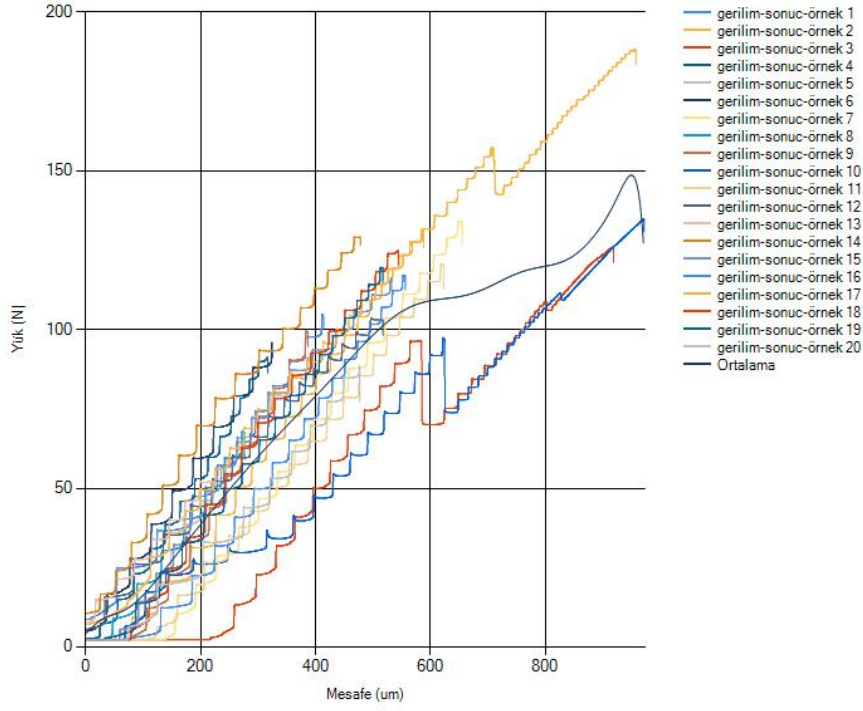
Zamana bağlı kuvvet-gerilim grafikleri ve bağlanma verileri mikrogerilim cihaz yazılımı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) aracılığıyla ayrıntılı olarak elde edildi. (Şekil 4.2. – 4.7.).



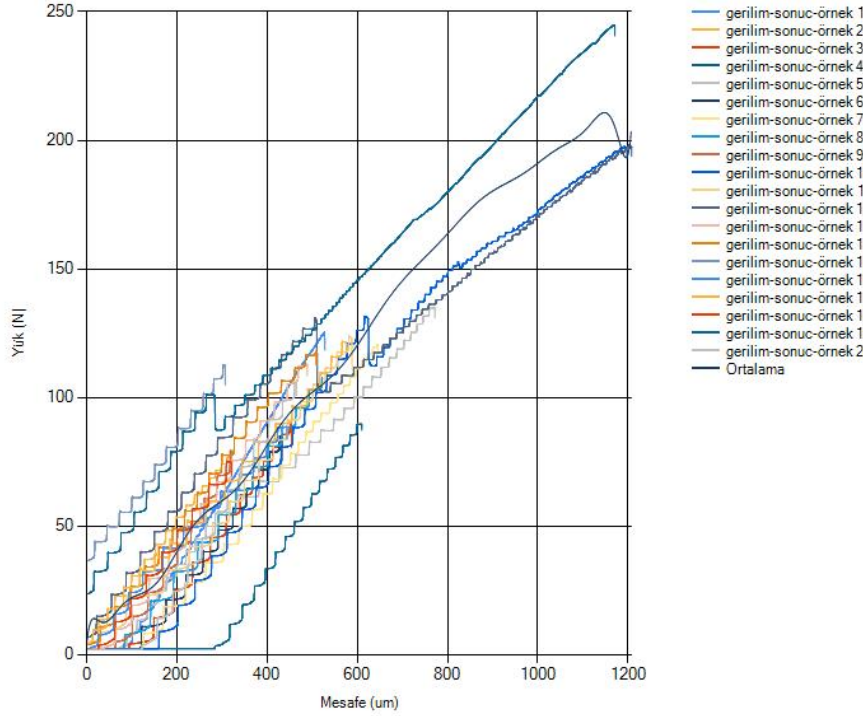
Şekil 4.2. RCP grubunun kuvvet gerilim grafiği.



Şekil 4.3. RCP+SB2 grubunun kuvvet gerilim grafiği.

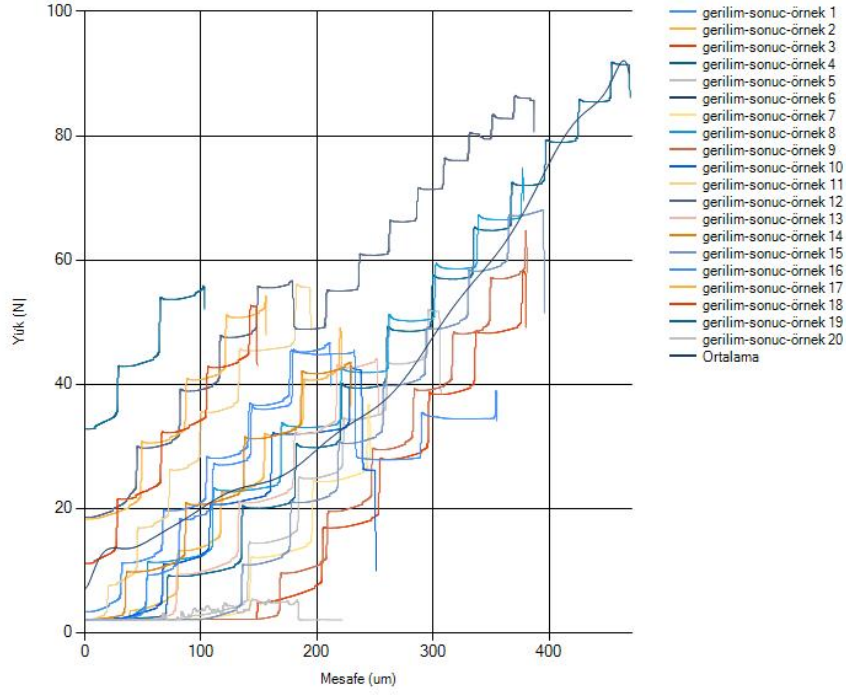


Şekil 4.4. SBU grubunun kuvvet gerilim grafiği.

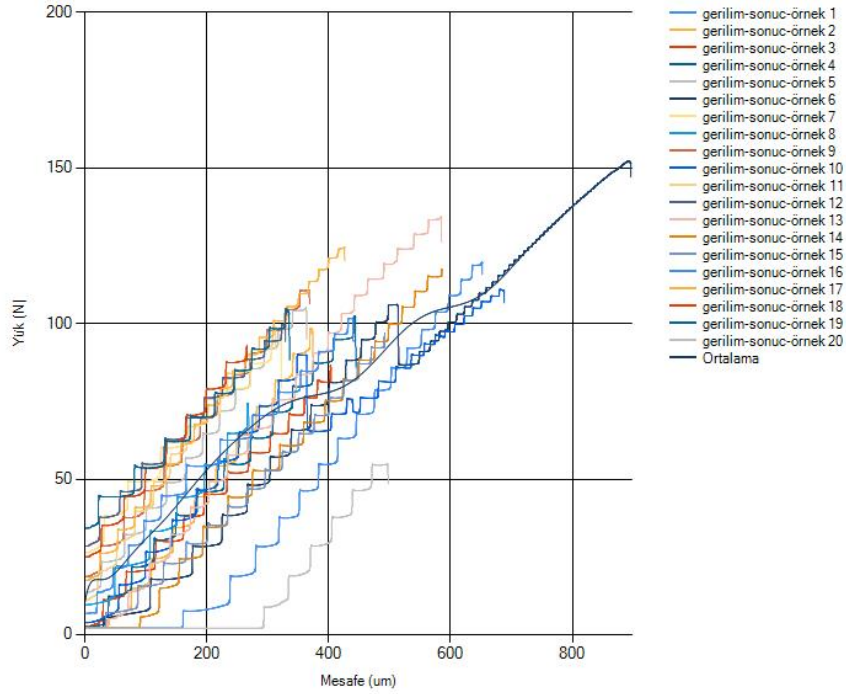


Şekil 4.5. CP grubunun kuvvet gerilim grafiği.



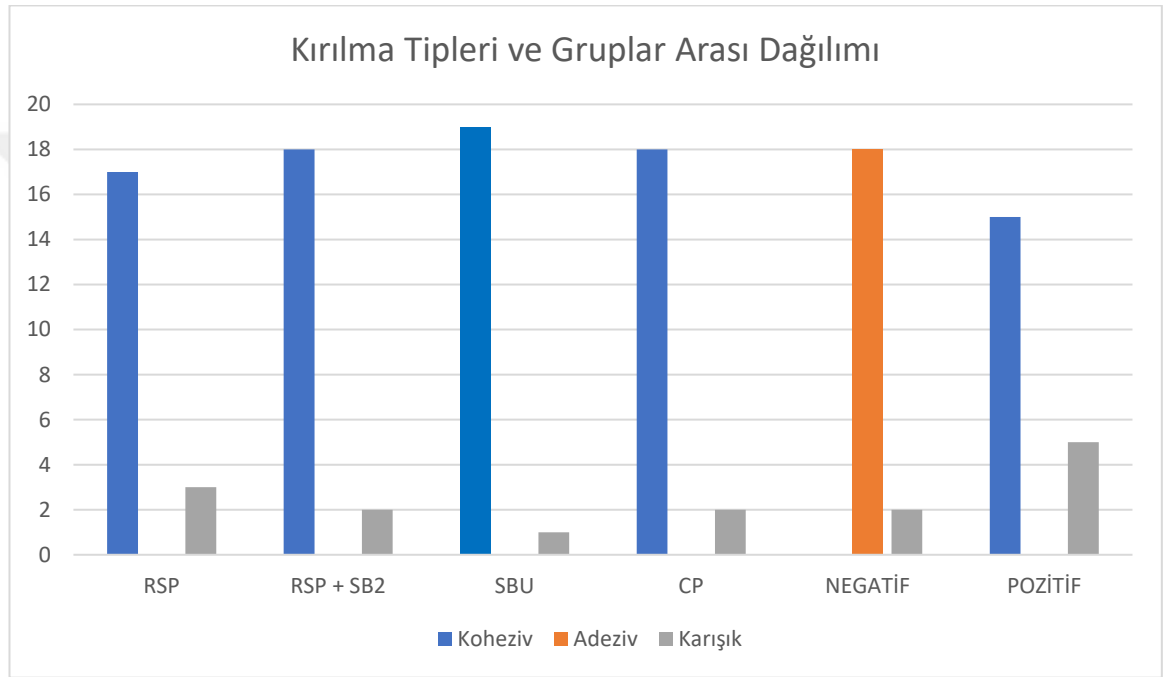


Şekil 4.6. Negatif Kontrol grubunun kuvvet gerilim grafiği.



Şekil 4.7. Pozitif Kontrol grubunun kuvvet gerilim grafiği.

Makaslama bağlanma dayanımı sonrası kırılma tipleri ARI (Adhesive Remnant Index) (167) skorlandırması x40 büyütmede stereomikroskop kullanılarak (Zeiss Stemi SV11 Stereoscope; Carl Zeiss, Thornwood, NY, ABD) değerlendirildi. Skorlandırma için adeziv, koheziv ve karışık tanımı kullanıldı. Negatif Kontrol grubu dışındaki diğer gruplarda ağırlıklı olarak koheziv tip, Negatif Kontrol grubunda ise ağırlıklı olarak adeziv tip kırılma görüldü. Her grup için kırılma tipleri ve gruplar arası dağılımı Şekil 4.8.'de de mevcuttur.

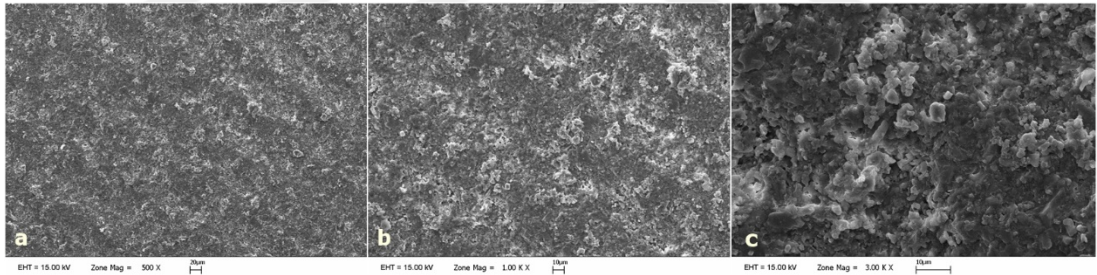


Şekil 4.8. Gruplara göre kırılma tipleri: adeziv, koheziv ve karışık.

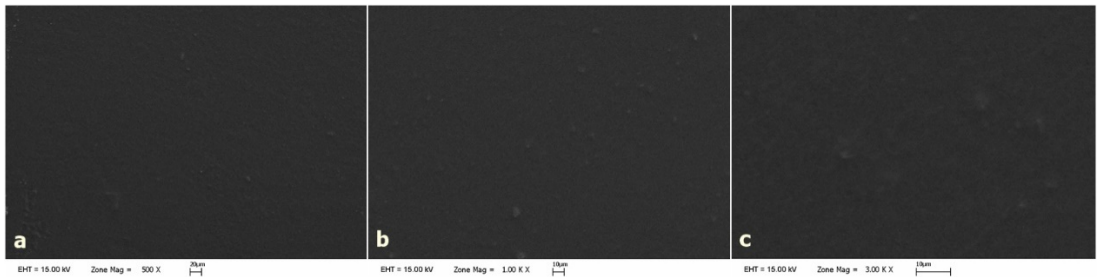
Hibrit seramik örneğe hiçbir bağlanma ajanının uygulanmadığı Negatif Kontrol grubundan elde edilen taramalı elektron mikroskop (SEM) görüntülerinde homojen yapıda mikro düzeyde boşluklar görülmüştür (Şekil 3.13.).

Bağlanma ajanı olarak silan bazlı Scotchbond Universal Adhesive (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ajanlarının uygulandığı hibrit seramik örnekleri taramalı elektron mikroskobu altında incelendiğinde homojen ve pürüzsüz bir yüzey şeklinde görülmüştür (Şekil 3.10. ve Şekil 3.11.).

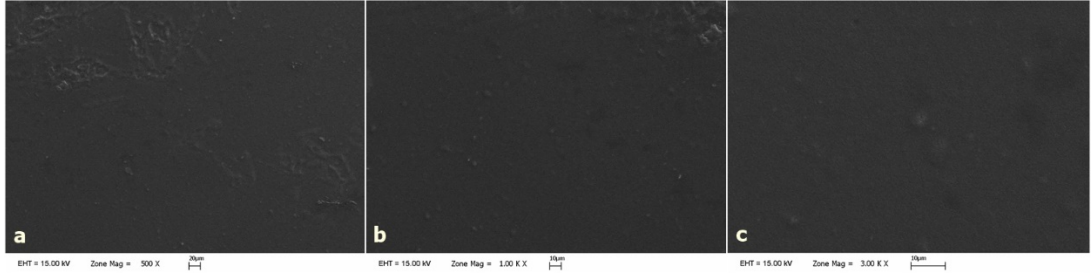
Hibrit seramik örneklerin yüzeyine %9'luk konsantrasyonda hidroklorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD), 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ve Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) silan ajanının uygulanması sonrası taramalı elektron mikroskobu altında incelendiğinde tüm büyütme ölçeklerinde pürüzlü yüzeyler görülmüştür (Şekil 3.9., Şekil 3.12. ve Şekil 3.14.)



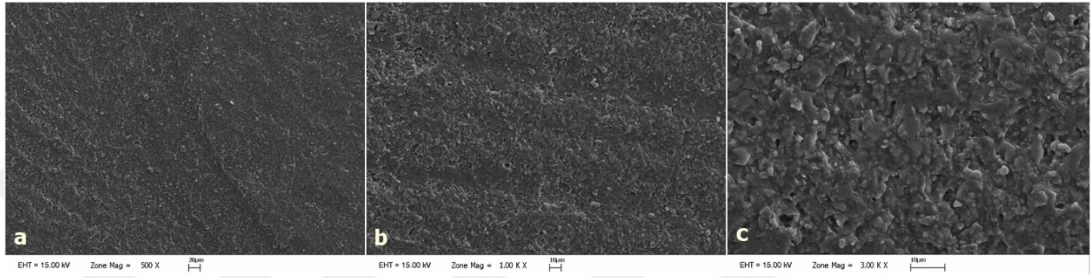
**Şekil 3.9.** Hibrit seramik örneğe 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.



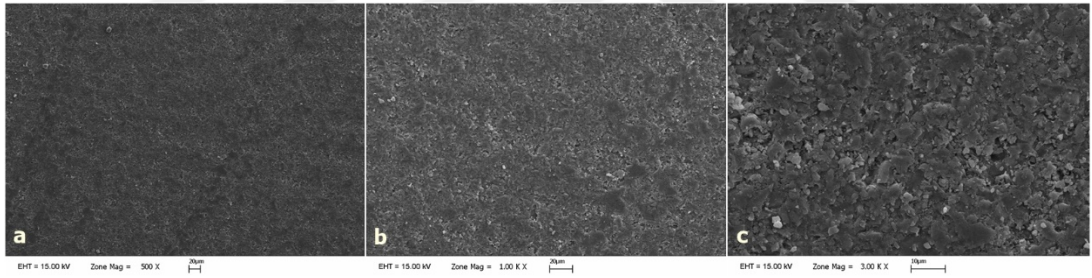
**Şekil 3.10.** Hibrit seramik örneğe 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.



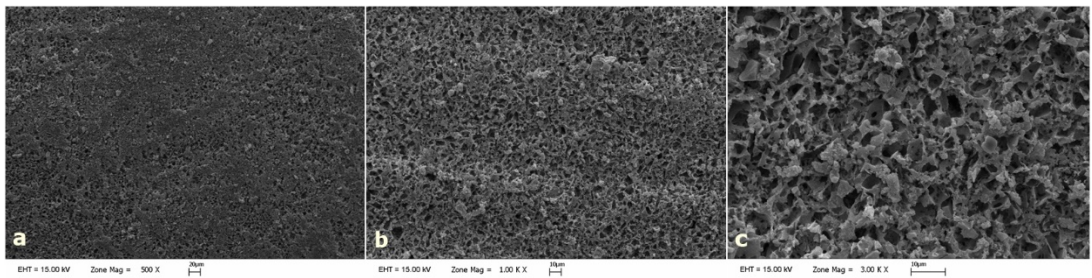
**Şekil 3.11.** Hibrit seramik örneğe Scotchbond Universal Adhesive bağlanma ajanı (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD)ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.



**Şekil 3.12.** Hibrit seramik örneğe Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.



**Şekil 3.13.** Hibrit seramik örneğe hiçbir bağlanma ajanının uygulanmadığı Negatif Kontrol grubundan elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.



**Şekil 3.14.** Hibrit seramik örneğe %9'luk konsantrasyonda hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) ve 3M Relyx Ceramic Primer (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ajanının uygulanması sonrası, elde edilen SEM görüntüsü: a) x500; b) x1000; c) x3000.

## 5. TARTIŞMA

Tüm sabit protetik restorasyonlarda olduğu gibi, CAD/CAM materyali olan hibrit seramiklerde de amaç, yapı ve fiziksel özellikler açısından mümkün olduğu kadar diş benzeri bir restoratif materyali ile kayıp diş dokusunu restore edebilmektir. Bu bağlamda CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde estetik, biyouyumluluk ve mekanik özellikleri yeterli yeni hibrit materyaller üretilmiştir (3, 168).

Hibrit seramik olarakta bilinen, kompozitlerin ve seramiklerin başarılı özelliklerini bir arada bulunduran Vita Enamic, 2013 yılında piyasaya sürülmüş yeni materyaldir (146). Hibrit seramikler sayesinde laminate veneer, inlay, onlay ve tek üye kuron gibi mekanik özellikleri doğal dişe yakın restorasyonlar üretilmektedir. Vita Enamic materyali ile üretilmiş minimal invaziv restorasyonların klinik başarısını ölçen *in vivo* bir çalışmada, materyal kalınlığı 0,5-1,5 mm arasında olan anterior ve posterior kuronlar, tedavinin ardından 1 yıl takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, Vita Enamic restorasyonların fiziksel olarak sağlam ve diş etlerinin sağlıklı olduğu bildirilmiştir. Yine aynı çalışmada bu materyaller sayesinde 0,2 mm kalınlığında veneer kuronların üretilbileceği de belirtilmiştir (84).

CAD/CAM hibrit materyaller, geleneksel CAD/CAM seramik materyallerine alternatif olarak üretilmişlerdir. Hibrit bloklar rezin içeriğinden dolayı yumuşak yapısı sayesinde, seramiklere kıyasla daha esnek ve daha işlenebilir özelliktedir. Öte yandan seramik ağları içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırmaktadır. Ayrıca hibrit blokların dental seramik bloklara göre avantajlarından biri de çok daha kolay üretilbilir ve onarılabılır olmasıdır (170).

Diş hekimliği pratiğinde simantasyon aşamasında kullanılan silanlar farklı kimyasal yapılara sahiptirler. Bunun yanında silanların farklı şekillerde uygulanmasıyla en ideal bağlantı kompleksi elde edilmeye çalışılmıştır. Yapılan bir çalışmada seramiklerin rezin simanlara bağlanma kuvvetinin silan bağlayıcı ajanından etkilendiği bildirilmiştir (171).

Simantasyon öncesi seramik yüzeyine çeşitli özelliklerde fiziksel ve kimyasal yüzey hazırlığı işlemleri uygulanmaktadır. Yapılan bir çalışmada, silan primerlerinin farklı bağlanma mekanizmaları ve kimyasal bileşimleri nedeniyle seramik yüzeyine

uygulanan primerlerin uygun kombinasyonlarının belirlenmesi gerektiği belirtilmiştir (172). Literatürde seramik restorasyonların yüzeyine uygulanan silan ile yüksek bağlanma değerlerine ulaşıldığı bildirilen farklı yöntemler uygulanmış çalışmalar bulunmaktadır. Bunlar; HF asit ve üzerine silan uygulaması, silan ve üzerine akrilik bağlayıcı ajan uygulaması, silikatizasyon ve üzerine silan uygulaması veya uygun silan ajanının uygulaması şeklindedir (105).

Bilimsel çalışmalar simantasyon öncesi HF asiti takiben seramik yüzeyin ıslanabilirliğini arttıran silan ajanının kullanımının güçlü bir bağlantı için gerekli olduğunu ortaya koymuştur (4, 97, 124, 173, 174). Nagai ve ark. (175) silan uygulamasının yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden bağımsız bir şekilde bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda elde edilen restorasyon-rezin siman arası bağlanma dayanımı sonuçları arasındaki farklılıklar, uygulanan yüzey işlemlerinin doğruluğu ve etkisi hakkında farklı değerlendirmelerin yapılmasına sebep olmuştur. Literatürdeki tartışmalar hekimin klinik yeteneği ve silan bağlayıcı ajanların etkisinin sorgulanması üzerinedir (147). Simantasyon aşamasında restorasyon-rezin siman arasındaki bağlantı kuvvetlerinde silan uygulanmasının incelenmesi ve farklı uygulamalar arasında karşılaştırmaların yapılması, diş hekimliği pratiğinde bilimsel temelli rutin uygulamalar yapılabilmesine yardımcı olacaktır.

Universal adezivler; kompozit, zirkonya ve cam seramik gibi materyallerde başka bir silan ajanına ihtiyaç duyulmaksızın kullanım amacıyla geliştirilmişlerdir. İçerisinde MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) fonksiyonel monomerini içermeleri sayesinde universal adezivlerin bağlanma dayanımında artış görülmektedir. Polikristalin seramiklere bağlantıyı arttırmak için MDP ilk olarak rezin simanların içeriğine eklenmiştir (176, 177). MDP'nin, zirkonya, oksijen, fosfor,(Zr-O-P) molekülleri arasında kovalent bağ kurarak bağlantıyı arttırdığı ve zirkonya yüzeyine direkt olarak bağlanabildiği bildirilmiştir (178, 179).

Yapıştırıcı simanlar ve simantasyon işlemleri, seramik restorasyonların klinik başarısını etkilemektedir (135, 173, 180). Resin ve geleneksel simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında da seramik restorasyonların simantasyonunda resin simanların kullanımının başarıyı arttırdığı bildirilmiştir (173, 181-184).

Rezin simanlar seramik alt yapı materyalinin pürüzlü yüzeylerine ve mikro çatlaklara penetre olarak çatlağın büyümesini önlerler ve restorasyonun kırılma dayanımını arttırlar (4, 185, 186). Ayrıca rezin siman, pürüzlendirilen seramik yüzeyine infiltre olarak mekanik bağlanmayı, silan uygulaması sayesinde ise kimyasal bağlanmayı gerçekleştirir (124, 187). Böylece seramik-rezin siman bağlantı kompleksi birlikte hareket ederek, restorasyona gelen kuvvetleri diş dokusuna etkili ve dengeli bir şekilde iletir. Daha translüent olmaları ve farklı renk alternatifleri sunmaları, rezin simanların geleneksel simanlara göre diğer avantajları olarak bilinmektedir (173, 185, 188, 189).

Yapılan çalışmalarda geleneksel simanlarla rezin simanlar karşılaştırılmış ve rezin simanların kullanımı retansiyonu ve marjinal adaptasyonu arttırdığı gibi, bu simanların kullanıldığı çalışmalarda mikrosızıntı ve çürük oluşma riskinin daha az olduğu, diş ve restorasyon arasında güçlü bir bağlantı olduğu bildirilmiştir (173, 190). Bunun aksine literatürde adeziv rezin simanların bağlanma dayanımının geleneksel simanlara göre düşük olduğunu bildiren çalışmalar da vardır (191, 192).

Kırmalı ve arkadaşları yaptıkları çalışmada rezin simanların kumlama ve lazer ile yüzey işlemi uygulanmış zirkonyum alt yapılarda yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini saptamışlardır (193). Yapılan bir çalışmada adeziv rezin siman bağlantısının feldspatik seramiklerde yüksek olduğu bildirilmiştir (194). Diş ile restorasyon arasındaki bağlanmanın, restorasyonun uzun ömürlülüğü açısından kritik öneme sahip olmasından dolayı, güncel restoratif materyaller için en ideal simantasyon protokolü araştırılmalıdır.

Diş hekimliği pratiğinde yeni materyallerin geliştirilmesi ve klinik uygulama hatalarının tespiti gibi değerlendirmeler yapılırken klinik ve laboratuvar testlerinden yararlanılmaktadır. Hasta takibindeki güçlük ve standardizasyonun zor olmasından dolayı, klinik testler daha güvenilir olsada çok tercih edilmezler. Laboratuvar testleri ise daha kısa sürmekte, standardizasyon ve takip çok daha rahat yapılabilmektedir (163, 195, 196). Bu nedenlerden dolayı yapılan bu çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Rezin siman seramik arasındaki bağlanma dayanımı çeşitli yöntemler ile değerlendirilebilmektedir. Bunların içinde en yaygın ve pratik olanı ise makaslama

bağlanma dayanımı testidir. Yöntemlerin her biri, bağlantı bölgesinde stres oluşturmayı amaçlayarak, ayrılma oluşana kadar kuvvet uygulama esasına dayanır.

Çalışmalar, bütün test yöntemleri için seramik-rezin siman arasındaki bağlantıyı net olarak ölçebilmenin yolunun, uygulanan kuvvet karşısında oluşan stresin, en fazla adeziv bağlantı bölgesinde oluşmasıyla mümkün olabileceğini belirtmektedirler (197, 198).

Literatürde, örneklerin makaslama bağlanma testi altında değerlendirilmesinin gerilme, baskı ve esneme direnci testlerine kıyasla çiğneme esnasında oluşan kuvvetleri daha iyi taklit ettiği rapor edilmiştir (199).

Adeziv bağlantı, adeziv ve adherentin yüzey enerjisi ve ıslanabilirliğine bağlıdır. Seramik restorasyonların dişe bağlanması, diş dokusuna doğal bir afinitesi olmaması nedeniyle mümkün değildir (173). Seramiğin diş yüzeyine bağlanabilmesi için, dişin mine ve dentin yüzeylerinin fosforik asitle, seramik restorasyonun iç yüzeyinin ise uygun bir asitle pürüzlendirilmesi gerekir. Uygun temizleme ve pürüzlendirme işlemi sayesinde yeterli yüzey aktivasyonu elde edilir, ve böylece restorasyon-rezin siman arasında güçlü bir mikromekanik kenetlenme ve kimyasal bağlanma sağlanır (4). Bunun yanında, restorasyon-diş arasında elde edilen bağlanmanın klinik ömrünü uzatmak için, simantasyon sonrası uygun bitirme ve polisaj işleminin yapılması gerektiğini belirten çalışmalar da mevcuttur (200).

Diş hekimliği pratiğinde seramik restorasyonların yüzeyine asitle pürüzlendirme işlemi genellikle %4-10'luk HF asit uygulanarak sağlanmaktadır (114). HF asitin uygulama süresi arttıkça, camsı fazın fazla çözünmesine neden olur. Böylece restorasyon yüzeyi boşluklu ve düzensiz bir şekle dönüşür ve yüzeyin pürüzlülük değeri de artmış olur (131). Literatür verileri uzun süre uygulanan HF asitin, seramik yüzeyinde çok büyük çukurcuklara neden olduğunu ve adeziv rezin simanın yüzeye infiltrasyonunun güçleşmesinden dolayı bağlanma kuvvetinin önemli oranda azaldığını bildirmektedir (114, 129).

Yapılan bir çalışmada, HF asit uygulamasının lityum disilikat bazlı seramiklerde çatlak ve çözünmeler nedeniyle materyalin kırılma direncini düşürerek zayıflatabileceği, ancak rezin siman uygulamasıyla yapıştırma işleminin seramik



yüzeyindeki istenmeyen çatlakları bu simanın doldurması sayesinde kırılma direncindeki zayıflamayı kompanse edebileceği bildirilmiştir (201).

Campos ve arkadaşları (202) yaptıkları çalışmada cam seramiklerin rezin simanla olan en güçlü bağlanma dayanımının HF asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi sonrası olduğunu bildirmişlerdir.

Vidotti ve arkadaşları (203) farklı asit konsantrasyonları ile asitleme sonrası lityum disilikat seramik yüzey morfolojisini incelediği çalışmada; %10'luk HF asitin 20 sn süreyle uygulanması seramiğin camsı fazını çözerken, aynı sürede uygulanan %0,6'lık HF asitin, asit uygulanmamış yüzey ile karşılaştırıldığında herhangi bir etki oluşturmadığı anlaşılmıştır.

Farklı yüzey işlemleri uygulayarak hibrit seramiklerin bağlanma dayanımını test eden bir çalışmada %5 'lik HF asit 60 sn uygulanmıştır (204). Ancak hibrit seramik ile yapılan bir çok çalışmada %9'luk HF asit ile 60 sn boyunca pürüzlendirme yapılmıştır (205, 206). Bu çalışmada %9'luk HF asit ile 60 sn pürüzlendirme işlemi uygulandı.

Peumans ve ark. farklı CAD/CAM materyalleri ile rezin siman arası bağlanma dayanımını test ettikleri bir çalışmada, yüzey işlemi olarak HF asit ve silanizasyon veya sadece silanizasyon uygulamasının rezin siman-restorasyon arasında klinik olarak yeterli bağlanma değeri sağladığını bildirmişlerdir (207). Bunun yanında Cekic-Nagas ve arkadaşları (208) farklı CAD/CAM materyallerine farklı yüzey işlemleri uygulayarak rezin simanla mikro-makaslama bağlanma değerlerini inceledikleri bir çalışmada, Vita Enamic örneklerinde HF asitin etkisiz olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın Pozitif Kontrol grubu olan HF asit ve RelyX Ceramik Primer silan ajanı uygulanmış örneklerin bağlanma dayanımı klinik olarak kabul edilebilir değerlerde tespit edilmiş olsada, birinci grup ve Negatif Kontrol grubu hariç diğer gruplar daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir. Sonuç olarak HF asitin etkisiz olduğu saptanmış ve çalışmanın hipotezi reddedilmiştir.

Bu çalışmanın 3. grubunu oluşturan Scotchbond Universal Adhesive ajanı ile işlem görmüş Vita Enamic örnekleri en yüksek bağlanma değeri göstermiştir. Scotchbond Universal Adhesive ve RelyX Ultimate rezin siman ile yapılan çalışmalarda klinik olarak yeterli bağlanma değeri elde edildiği belirtilmiştir (209-211).

Vita Enamic materyali içerik olarak büyük oranda seramik ağlardan oluşmasına rağmen, bu ağlar arasındaki polimer yapının rezin simana olan doğal affinitesi sebebiyle, elde edilen sonuçlar doğrultusunda kimyasal bağlanmanın daha etkili olduğu düşünülmektedir.

Murillo-Gómez ve arkadaşları dental seramikler ile ilgili yaptıkları çalışmada en düşük bağlanma dayanımını restorasyon yüzeyine hiçbir bağlanma ajanı uygulanmamış grupta tespit etmişlerdir (209). Benzer şekilde bu tez çalışmasında en düşük bağlanma dayanımı hiçbir bağlanma ajanı uygulanmamış Negatif Kontrol grubunda bulunmuştur.

Bunun yanında, Negatif Kontrol grubu dışında bağlanma ajanı uygulanmış diğer tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bağlanma değerleri saptanmıştır.

Araştırmalar, restorasyon yüzeyine uygulanan bağlanma ajanlarının bağlanmaya olan etkisinin kullanılan materyalin içeriğine bağlı olduğunu göstermektedir. Ancak, yüzey işlemleri ve bağlanma ajanları kesinlikle materyalin yüzey özelliğini değiştirmekte ve bağlanma değerini arttırmaktadır (212-214). Alınan SEM görüntülerinde, örneklerin yüzey özelliğindeki değişim açıkça gözlemlenmiştir. Özellikle HF asit uygulanmış grupta yüzey pürüzlülüğü daha fazla olduğu halde bağlanma dayanımını etkilemediği bulunmuştur.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde hibrit seramik materyaline uygulanan farklı bağlanma ajanları sonucunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı dirençleri ölçülmüş ve aşağıdaki bulgulara ulaşılmıştır:

1. Gruplar arasında en düşük bağlanma dayanımı hibrit seramik yüzeyine hiçbir bağlanma ajanı uygulanmamış Negatif Kontrol grubunda görülmüştür.
2. Gruplar arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanımı SBU grubunda saptanmıştır.
3. Bağlanma ajanı uygulamaları hibrit seramik-rezin siman arası bağlanma dayanımını Negatif Kontrol grubuna göre her anlamda arttırmıştır.
4. HF asit ve silan ajanının uygulandığı Pozitif Kontrol grubunun bağlanma dayanımı verileri, bağlanma ajanı uygulanmış diğer gruplar ile kıyaslandığında, HF asitin hibrit seramiklerde etkisiz olduğu görülmüştür.
5. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, hibrit seramik materyalinden üretilen restorasyonların bu çalışmada kullanılan bağlanma ajanları ile simantasyonu önerilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin.* 2011;55:559-70.
2. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-26.
3. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: The effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16:531-40.
4. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.
5. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13:60-76.
6. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The J Prosthet Dent.* 2008;100:99-106.
7. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The J Prosthet Dent.* 1996;75:18-32.
8. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials.* 12th ed. Elsevier Inc;2013.
9. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin.* 1985;29:621-44.
10. Van Dijken J. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 1999;20:1115-24.
11. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002;5:97-100.
12. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The J Prosthet Dent.* 2001;85:61-6.
13. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The J Prosthet Dent.* 1992;67:859-65.
14. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* Quintessence Inc. 2002;4:65-150.

15. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Esthetic considerations. *Quintessence Int.* 1997;4:419-32.
16. Shillingburg HT HS WL, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. *Quintessence Int.* 1997;4:1-12.
17. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
18. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics. Elsevier Int. 2015;5:172-86
19. Sadoun M., Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: a new surface treatment. *Dent Mater.* 1994;10:185-9.
20. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *The J Prosthet Dent.* 2008;17:415-19.
21. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37:253-8
22. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:10-4.
23. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003;89:374-80.
24. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92:557-62.
25. Antunes R, Magalhães F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: A case report. *Quintessence Int.* 1998;29:38-40.
26. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;1:355-90.
27. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2005;22:41-8.
28. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book.* Elsevier Inc. 2012;13:161-275

29. Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM, Dental laboratory procedures: Fixed partial dentures. Mosby; 1980.
30. Anderson JN, McCabe JF. Anderson's applied dental materials. Blackwell Scientific Inc. 1985.
31. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2014;24:136-40.
32. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: A review. Materials. 2010;3:351-68.
33. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. J Am Dent Assoc. 1993;124:78.
34. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's modern practice in fixed prosthodontics. Saunders; 1986.
35. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. The Journal of the American Dental Association. 2006;137:14-21.
36. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006;137:1289-96.
37. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. ORAL & implantology. 2014;7:57.
38. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. Compend Contin Educ Dent. 2012;33:50-8.
39. Otto T, De SN. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: A prospective, clinical 10-year study of cerec CAD-CAM inlays and onlays. 2003;113:156-69.
40. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part ii: Fixed dental prostheses. Clinical oral implants research. 2007;18:86-96.
41. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent. 2010;31:702-4.
42. Burke F, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. J Adhes Dent. 2002;1:4.

43. Pallesen U, Van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the cerec cad/cam system. *Eur J Oral Sci.* 2000;108:239-46.
44. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of cad/cam-manufactured (cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *The J Prosthet Dent.* 2004;17:241-46
45. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel C. Long-term survival of cerec restorations: A 10-year study. *Oper Dent.* 2008;33:484-87.
46. Matinlinna J. Processing and bonding of dental ceramics, in *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement.* Elsevier Inc. 2013;129-60.
47. Seghi RR, Sorensen JA, Seghi R, Sorensen J. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The J Prosthet Dent.* 1995;8:239-46.
48. Wolfart S, Thormann H, Freitag S, Kern M. Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:159-165.
49. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;23:911-6
50. Denry I, Holloway J. Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass–ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2002;63:48-52.
51. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. *Quintessence Inc.* 2002;4:212-29.
52. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:297-303.
53. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:514-22.
54. Ivoclar Vivadent A. The compatible all-ceramic system. *Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein.* 2005.
55. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater.* 2016;32:223-32.
56. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Mörig G, Naumann M, Braun A, Krämer N, Roggendorf MJ. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. Non-adhesive cuspal stabilization. *Dent Mater.* 2015;31:1312-20.

57. Sato TP, Anami L, Melo R, Valandro L, Bottino M. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Oper Dent*. 2016;41:284-92.
58. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113:534-40.
59. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016;115:350-5.
60. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated zls molar crowns. *Dent Mater*. 2015;31:1363-9.
61. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35:819-26.
62. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58:208-16.
63. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013;57:236-61.
64. Kwon T-K, Pak H-S, Yang J-H, Han J-S, Lee J-B, Kim S-H, Yeo I-S. Comparative fracture strength analysis of lava and digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:92-7.
65. Raghavan RN. Ceramics in dentistry, sintering of ceramics-new emerging techniques. InTech, Rijeka: Croatia. 2012;204-23.
66. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*. 2008;24:308-18.
67. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23:45-61.
68. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE LAVA all-ceramic system. *J Prosthodont*. 2005;14:39-45.



69. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci.* 2007;115:161-6.
70. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:633-45.
71. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;61:328-33.
72. Solá-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Labaig-Rueda C. A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent.* 2015;113:578-84.
73. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101:239-47.
74. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont.* 2010;19:64-8.
75. Ozer F, Mante FK, Chiche G, Saleh N, Takeichi T, Blatz MB. A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int.* 2014;45:31-8.
76. Rinke S, Kramer K, Bürgers R, Roediger M. A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 5-year results. *J Oral Rehabil.* 2016;43:136-44.
77. Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical evaluation of zirconia-based restorations on implants: A retrospective cohort study from the aiop clinical research group. *Int J Prosthodont.* 2015;28:239-41.
78. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015;42:467-80.
79. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29:1201-8.
80. Holt LR, Boksman L. Monolithic zirconia: Minimizing adjustments. *Dent Today.* 2012;31:78, 80-1.

81. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30:564-9.
82. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26:382-93.
83. Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater.* 2017;33:1351-61.
84. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7:118.
85. Arnetzla G, Arnetzl G. Hybrid materials offer new perspectives neue perspektiven durch hybridmaterialien. *Int J Comput Dent.* 2015;18:177-86.
86. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114:587-93.
87. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016;32:529-34.
88. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104:149-57.
89. Koller M, Arnetzl G, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: Customization case study. *Int J Comput Dent.* 2012;15:159-64.
90. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, Zhang Y. Fatigue resistance of cad/cam resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2016;32:499-509.
91. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three cad-cam blocks. *Oper Dent.* 2015;40:201-10.
92. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative cad/cam materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-25.
93. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of cad/cam composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115:199-202.

94. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns on titanium implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:304-9.
95. Park S-H, Yoo Y-J, Shin Y-J, Cho B-H, Baek S-H. Marginal and internal fit of nano-composite cad/cam restorations. *Restor Dent Endod*. 2016;41:37-43.
96. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater*. 2011;27:71-82.
97. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater*. 2012;28:467-77.
98. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol*. 2005;110:541-58.
99. Kurata S, Umemoto K. Synthesis of new silane coupling agents with a trimellitic anhydride group and application as primers for ceramics and alloys. *Dent Mater*. 2007;26:800-4.
100. Pereira Carolina Nemesio de Barros. Influência do padrão de evaporação do silano sobre a resistência de união entre uma cerâmica à base de dissilicato de lítio e um cimento resinoso quimicamente ativado: avaliação in vitro através de um ensaio mecânico de microtração. Universidade Federal de Minas Gerais Faculdade de Odontologia Belo Horizonte - Minas Gerais. 2006.
101. Shimakura Y, Hotta Y, Fujishima A, Kunii J, Miyazaki T, Kawawa T. Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental CAD/CAM systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dent Mater*. 2007;26:713-21.
102. Ikemura K, Tanaka H, Fujii T, Deguchi M, Endo T, Kadoma Y. Development of a new single-bottle multi-purpose primer for bonding to dental porcelain, alumina, zirconia, and dental gold alloy. *Dent Mater*. 2011;30:478-84.
103. Ikemura K, Tanaka H, Fujii T, Deguchi M, Negoro N, Endo T, Kadoma Y. Design of a new, multi-purpose, light-curing adhesive comprising a silane coupling agent, acidic adhesive monomers and dithiooctanoate monomers for bonding to varied metal and dental ceramic materials. *Dent Mater*. 2011;30:493-500.

104. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26:100-21.
105. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004;17:155-64.
106. Nogami T, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Effectiveness of two-liquid silane primers on bonding sintered feldspathic porcelain with a dual-cured composite luting agent. *J Oral Rehabil.* 2004;31:770-4.
107. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26:17-23.
108. Ozcan M, Cura C, Valandro LF. Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology.* 2011;99:62-7.
109. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *J Prosthet Dent.* 1997;78:511-7.
110. Li R. Development of a ceramic primer with higher bond durability for resin cement. *J Oral Rehabil.* 2010;37:560-8.
111. Sakai M, Taira Y, Sawase T. Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dental Materials Journal.* 2011;30:854–60.
112. Papacchini F, Monticelli F, Hasa I, et al. Effect of air-drying temperature on the effectiveness of silane primers and coupling blends in the repair of a microhybrid resin composite. *J Adhes Dent* 2007;9:391-7.
113. Eliades G, Eliades T, Watts DC. *Dental hard tissues and bonding.* Springer Inc. 2005.
114. Alex G. Ce 1-preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29:324.
115. Matinlinna JP, Lassila LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater.* 2011;27:273-80.

116. Matinlinna J, Vallittu P. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34:622-30.
117. Matinlinna J, Lassila L, Vallittu P. The effect of three silane coupling agents and their blends with a cross-linker silane on bonding a bis-gma resin to silicized titanium (a novel silane system). *J Dent.* 2006;34:740-46.
118. Kurata S, Yamazaki N. Effect of silane coupling agents with a bisfunctional hydrolyzable group. *Dent Mater.* 1993;12:127-35,272.
119. Shen C, Oh W-s, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent.* 2004;91:453-8.
120. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater.* 2006;22:1024-8.
121. Berg J, Jones F. The role of sizing resins, coupling agents and their blends on the formation of the interphase in glass fibre composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf.* 1998;29:1261-72.
122. Olmos D, González-Benito J, Aznar A, Baselga J. Hydrolytic damage study of the silane coupling region in coated silica microfibres: Ph and coating type effects. *J Mater Process Technol.* 2003;143:82-6.
123. May LG, Passos SP, Capelli DB, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Effect of silica coating combined to a mdp-based primer on the resin bond to y-tzp ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010;95:69-74.
124. Ho GW, Matinlinna JP. (b) Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. *Silicon.* 2011;3:117–23.
125. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18:179-88.
126. Witucki GL. A Silane Primer: Chemistry and Applications of Alkoxy Silanes. *Journal of Coatings Technology.* 1993;65:57-60.
127. Ozcan M, Matinlinna JP, Vallittu PK, Huysmans MC. Effect of drying time of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the shear bond strength of a composite resin to silica-coated base/noble alloys. *Dent Mater.* 2004;20:586-90.
128. Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehabil.* 2000;27:407-12.

129. Ho GW, Matinlinna JP. (a) Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*. 2011;3:109–115.
130. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci*. 2005;13:101-9.
131. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22:45-50.
132. Cömlekoğlu ME, Dündar M, Güngör MA, Sen BH, Artunç C. Preliminary evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative ceramic etchant to hydrofluoric acid. *J Adhes Dent*. 2009;11:447-53.
133. Şen D, Simantasyon. İstanbul, Quintessence Inc. 2011.
134. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34:42-4, 46.
135. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81:135-41.
136. Hill EE. Dental cements for definitive luting: A review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51:643-58.
137. Gomes AL, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent*. 2013;41:31-41.
138. Donovan T, Cho G. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20:197-9, 202-8, 210, 220.
139. Haddad MF, Rocha EP, Assunção WG. Cementation of prosthetic restorations: From conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg*. 2011;22:952-8.
140. Pameijer C, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J*. 1994;18:59-67.
141. Powers J, O'Keefe K. Cements: How to select the right one. *Dent Prod Rep*. 2005;39:76-8,100.
142. Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part. *J Can Dent Assoc*. 2006;34:149-60.

143. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22:412-9.
144. Simon JF, Darnell LA. Ce 2-considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33:28.
145. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent*. 2000;28:163-77.
146. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2009;25:1104-8.
147. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007;51:453-71.
148. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011;38:295-314.
149. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*. 2006;8:327-35.
150. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2007;26:906-14.
151. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*. 2004;20:191-7.
152. Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: A clsm evaluation. *J Dent*. 2009;37:984-93.
153. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004;20:963-71.
154. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27:89-99.
155. Longman C, Pearson G. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8:411-14.
156. Spierings TA, Peters M, Bosman F, Plasschaert A. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*. 1987;66:1336-9.

157. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater.* 2002;18:189-96.
158. Tanaka T, Kamada I, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent.* 1995;74:345-9.
159. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, García-Godoy F, Ferrari M. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci.* 2007;115:417-24.
160. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanikoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011;4:49-56.
161. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51:333-57.
162. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28:717-23.
163. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26:38-49.
164. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995;11:117-25.
165. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43:492-98.
166. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998;14:212-21.
167. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1984;85:333-40.
168. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2014;33:705-10.
169. Frankenbergera R, Hartmannb V, Krechc M, Krämerd N, Reiche S, Braunf A, Roggendorfg M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials adhäsive befestigung neuer cad/cam-materialien. *Int J Comput Dent.* 2015;18:9-20.
170. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014;93:62-7.
171. Meng X, Yoshida K, Taira Y, Kamada K, Luo X. Effect of siloxane quantity and ph of silane coupling agents and contact angle of resin bonding agent on



- bond durability of resin cements to machinable ceramic. *J Adhes Dent.* 2011;13:71-78.
172. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55:311-32.
173. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30:147-62.
174. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13:28-35.
175. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil.* 2005;32:598-605.
176. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, Kuriyama S, Hotta Y, Tamaki Y, Miyazaki T. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dental Mater.* 2010;29:316-23.
177. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent.* 2012;14:385-92.
178. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: Evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent.* 2012;25:103-8.
179. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent.* 2000;2:139-47.
180. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: Recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:20-4.
181. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92:551-6.
182. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;25:261-6.
183. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc.* 2001;67:97-102.

184. Blixt M, Adamczak E, Lindén L-Å, Odén A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: Effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont.* 2000;13:221-6.
185. Braga R, Ballester R, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000;16:303-10.
186. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10:169-77.
187. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:725-31.
188. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *J Dent.* 2014;42:68-74.
189. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109:179-86.
190. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working group 4 materials: Cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:193-204.
191. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102:306-12.
192. Souza R, Castilho A, Fernandes V, Bottino M, Valandro L. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: Self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent.* 2011;13:155-62.
193. Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2013;31:261-8.
194. Alves Feitosa S, Corazza PH, Cesar PF, Bottino MA, Valandro LF. Pressable feldspathic inlays in premolars: Effect of cementation strategy and mechanical cycling on the adhesive bond between dentin and restoration. *J Adhes Dent.* 2014;16:147-54.
195. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM, Craig's restorative dental materials. Elsevier Inc. 2018.

196. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26:50-62.
197. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74:1591-6.
198. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995;11:126-31.
199. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: An *in vitro* study. *J Dent.* 1998;26:685-94.
200. Özarıslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutcıgil Ç, Arslan M, Türker N, Barutcıgil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:16-20.
201. Ren D, Luo X. Effect of hydrofluoric acid etching time and resin bonding on the flexural strength of lithium disilicate glass ceramic. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2013;48:462-6.
202. Campos F, Almeida C, Rippe M, De Melo R, Valandro L, Bottino M. Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Oper Dent.* 2016;41:171-8.
203. Vidotti HA, Garcia RP, Conti PC, Pereira JR, Valle AL. Influence of low concentration acid treatment on lithium disilicate core/veneer ceramic bond strength. *J Clin Exp Dent.* 2013;5:157.
204. Kurtulmus Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *J Prosthodont.* 2018.
205. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology.* 2016;104:68-76.
206. Buyuk SK, Kucukekenci AS. Effects of different etching methods and bonding procedures on shear bond strength of orthodontic metal brackets applied to different CAD/CAM ceramic materials. *Angle Orthod.* 2017;88:221-6.
207. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskıa CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent.* 2016;18:289-302.

208. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60:265-73.
209. Murillo-Gómez F, Goes MFD. Effect of different silane treatments on long-term bonding between non-etched glass-ceramic and resin cement. *Odvotos Int J Dent Sc.* 2017;19:33-46.
210. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2014;102:395-413.
211. Al Jeaidi ZA, Alqahtani MA, Awad MM, Rodrigues FP, Alrahlah AA. Bond strength of universal adhesives to air-abraded zirconia ceramics. *J Oral Sci.* 2017;59:565-70.
212. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002;18:136-42.
213. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomed Laser Surg.* 2015;33:15-21.
214. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont.* 2016;28:71-8.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	<b>Telman</b>	<b>Uyruğu</b>	<b>T.C.</b>
<b>Soyadı</b>	<b>İSKENDER</b>	<b>Tel no</b>	<b>0553-433-18-83</b>
<b>Doğum tarihi</b>	<b>17.03.1989</b>	<b>e-posta</b>	<b>telmaniskender@hotmail.com</b>

### Eğitim Bilgileri

<b>Mezun olduğu kurum</b>		<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	<b>Moldavanskoe MOUSOSH No:16</b>	<b>2006</b>
<b>Lisans/Yüksek Lisans</b>	<b>Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</b>	<b>2013</b>
<b>Doktora</b>		

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
<b>Diş Hekimi</b>	<b>Özel Poliklinik</b>	<b>2</b>
<b>Diş Hekimi</b>	<b>Nurhak Devlet Hastanesi</b>	<b>1</b>
<b>Arş. Gör.</b>	<b>Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.</b>	<b>3</b>

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Sınav türü</b>	<b>Puanı</b>
<b>İngilizce</b>	<b>Tıpdil</b>	<b>81,25</b>

### Proje Deneyimi

<b>Proje Adı</b>	<b>Destekleyen kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>

### Burslar-Ödüller:

### Yayınlar ve Bildiriler: