

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ



**UNİVERSAL ADEZİVLER İLE BİRLİKTE  
KULLANILAN SİLAN AJANLARININ ESTETİK  
CAD/CAM MATERYALLERİNİN BAĞLANTI  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

ECE EROĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. CENNET ELÇİN SAĞIRKAYA

ORDU-2021

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ



**UNİVERSAL ADEZİVLER İLE BİRLİKTE  
KULLANILAN SİLAN AJANLARININ ESTETİK  
CAD/CAM MATERYALLERİNİN BAĞLANTI  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

ECE EROĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. CENNET ELÇİN SAĞIRKAYA

ORDU-2021

**T.C.**  
**ORDU ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**UNİVERSAL ADEZİVLER İLE BİRLİKTE KULLANILAN SİLAN**  
**AJANLARININ ESTETİK CAD/CAM MATERYALLERİNİN BAĞLANTI**  
**DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. Ece EROĞLU**

**Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 18 Şubat 2021**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Akın ALADAĞ**  
**Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**  
**Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**  
  
**Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI**

**ORDU-2021**

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Ece EROĞLU

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve hoşgörüsü ile bana yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen, üzerimde çok büyük emeği olan, tez danışmanım ve kıymetli hocam **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilimsel ve mesleki anlamda gelişimimde büyük katkıları olan değerli hocalarım, **Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE**, **Doç. Dr. Ersan ÇELİK**, **Dr. Öğr. Üyesi Serkan KÜÇÜKEKENCİ**, **Doç. Dr. Ayça TULGA** ve **Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**'e,

Her zaman ve her koşulda yanımda olan ve kardeşim gibi sevdiğim **Dr. Selin ARSLAN**'a,

Bu süreçte tanıdığım, bana arkadaştan öte kardeş olan **Dt. Ayşe KOÇAK**'a ve birlikte çalışmaktan büyük keyif duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim, tezimin istatistiksel verilerinin oluşturulmasında da büyük katkıları olan sevgili **Dt. Ahmet ÇETİNKAYA**'ya

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, her zaman sevgi ile koşulsuz yanımda olan, beni bugünlere getiren en değerli varlıklarım annem, babam ve abime,

Sonsuz teşekkür ederim...

## ÖZET

### UNIVERSAL ADEZİVLER İLE BİRLİKTE KULLANILAN SİLİAN AJANLARININ ESTETİK CAD/CAM MATERYALLERİNİN BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

**Amaç:** Bu tez çalışmasının amacı, tek başına ve farklı silan ajanları ile birlikte kullanılan universal adezivin, estetik CAD/CAM materyalleri ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımına (MBD) etkisinin değerlendirilmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmada Lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD)[E], Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity)[VS], Feldspatik seramik (Vita Mark II)[VM], Hibrit seramik (Vita Enamic)[VE], Esnek nanoseramik (GC Cerasmart)[C] olmak üzere 5 farklı CAD/CAM materyali kullanıldı. Her bir materyalden 50 adet olacak şekilde 5x5x1,5 mm boyutlarında toplam 250 adet örnek hazırlandı. Tüm örneklerin yüzeyi %9,5 hidroflorik asit ile pürüzlendirildikten sonra, uygulanacak yüzey işlemlerine göre 5 alt gruba ayrıldı (n=10): Monobond Plus (MBP), Single Bond Universal Adeziv (SBU), Monobond Plus+Single Bond Universal Adeziv (MBP+SBU), Monobond S+Single Bond Universal Adeziv (MBS+SBU) ve Clearfil Ceramic Primer+Single Bond Universal Adeziv (CCP+SBU) kullanıldı. Yüzey işlemlerinden sonra örneklere adeziv rezin siman (Panavia V5) bağlandı ve örneklere üniversal test cihazı ile 0,5 mm/dk kafa hızında MBD testi uygulandı. Veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. Kırık tipleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi.

**Bulgular:** İki yönlü varyans analizi testi sonucunda, kullanılan materyal tipi, yüzey işlemleri ve etkileşimlerinin MBD değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Tüm materyaller için en yüksek bağlanma dayanımı değerleri CCP+SBU grubunda ( $19,611\pm 2,825$  MPa), en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise MBP ( $11,975\pm 2,418$  MPa ) grubunda görüldü.

**Sonuç:** Universal adezivler CAD/CAM materyallerinin simantasyonunda yeterli bağlanma dayanımı sağlamaktadır. Ön silanizasyon işlemi, universal adezivlerin bağlanma performansının artırılmasında faydalıdır.

**Anahtar Kelimeler:** Universal adeziv, silan ajanları, CAD/CAM materyalleri, makaslama bağlanma dayanımı testi.



**ABSTRACT**  
**EFFECT OF SILANE AGENTS USED IN COMBINATION WITH**  
**UNIVERSAL ADHESIVES ON THE BOND STRENGTH OF AESTHETIC**  
**CAD/CAM MATERIALS**

**Aim:** The aim of this study is to evaluate the effect of the universal adhesive, which is used alone and in combination with different silane agents, on the shear bonding strength (SBS) between aesthetic CAD/CAM materials and resin siman.

**Material and Method:** Lithium disilicate ceramic (IPS e.max CAD)[E], Zirconia reinforced lithium silicate ceramic (Vita Suprinity)[VS], Feldspatik ceramic (Vita Mark II)[VM], Hybrid ceramic (Vita Enamic), [AND] Flexible nanoseramik (GC Cerasmart)[C] including 5 different CAD/CAM materials were used. A total of 250 samples of 5x5x1.5 mm in size, 50 of each material, were prepared. After etching the surface of all samples with 9.5% hydrofluoric acid, they were divided into 5 subgroups according to the surface treatments to be applied (n = 10): Monobond Plus (MBP), Single Bond Universal Adhesive (SBU), Monobond Plus + Single Bond Universal Adhesive (MBP) + SBU), Monobond S + Single Bond Universal Adhesive (MBS + SBU) and Clearfil Ceramic Primer + Single Bond Universal Adhesive (CCP + SBU) were used. After surface treatments, adhesive resin cement (Panavia V5) was bonded to the samples and SBS test was applied to the samples with a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Data were analyzed statistically using two-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD tests. The fracture types were examined by scanning electron microscopy (SEM).

**Results:** As a result of the two-way analysis of variance test, the effect of material type, surface treatments and interactions on SBS values was found to be statistically significant ( $p < 0.05$ ). For all materials, the highest bond strength values were showed in the CCP + SBU group ( $19.611 \pm 2.825$  MPa) and the lowest bond strength values were in the MBP ( $11.975 \pm 2.418$  MPa) group.

**Conclusion:** Universal adhesives provide sufficient bond strength in the cementation of CAD/CAM materials. The pre-silanization process is useful in improving the bonding performance of universal adhesives.

**Keywords:** Universal adhesive, silane agents, CAD/CAM materials, shear bond strength test.



# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK SAYFASI .....	
ONAY .....	
TEZ BİLDİRİMİ .....	I
TEŞEKKÜR .....	II
ÖZET .....	III
ABSTRACT .....	V
İÇİNDEKİLER .....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	XI
TABLolar DİZİNİ .....	XII
RESİMLER DİZİNİ .....	XIII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	XV
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental Seramikler .....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi .....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı .....	5
2.1.2.1. Feldspar .....	5
2.1.2.2. Kuartz .....	6
2.1.2.3. Kaolin .....	6
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	6
2.2. CAD/CAM Sistemleri .....	8
2.2.1. CAD/CAM Komponentleri .....	9
2.2.1.1. Tarayıcı (Scanner) .....	9

2.2.1.2. Yazılım (Software) .....	10
2.2.1.3. Donanım (Hardware) .....	10
2.2.1.3.1. Eksiltme Tekniği .....	10
2.2.1.3.2. Ekleme Tekniği .....	11
2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları .....	11
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları .....	12
2.2.4. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller .....	13
2.2.4.1. Seramikler .....	14
2.2.4.1.1. Silikat Seramikler .....	14
2.2.4.1.1.1. Feldspatik Seramikler .....	14
2.2.4.1.1.1.1. Geleneksel Feldspatik Seramikler .....	15
2.2.4.1.1.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	16
2.2.4.1.1.2. Lityum Silikat Seramikler .....	17
2.2.4.1.1.2.1. Lityum Disilikat Seramikler .....	17
2.2.4.1.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler .....	18
2.2.4.1.2. Oksit Seramikler .....	19
2.2.4.1.2.1. Alüminyum Oksit Seramikler .....	19
2.2.4.1.2.2. Zirkonyum Oksit .....	19
2.2.4.1.3. Rezin Matriks Seramikler .....	21
2.2.4.1.3.1. Rezin Bazlı Seramikler .....	21
2.2.4.1.3.2. Hibrit Seramikler .....	23
2.2.4.2. PMMA Bazlı Materyaller .....	24
2.2.4.3. Kompozit Rezinler .....	25
2.3. Diş Hekimliğinde Silanlar .....	25

2.4. Adeziv Sistemler ve Universal Adezivler .....	27
2.5. Dental Yapıştırma Simanları .....	28
2.6. Bağlanma Dayanımı Testleri .....	31
2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi .....	31
2.6.2. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi .....	32
2.6.3. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi .....	32
2.6.4. Mikro-çekme Bağlanma Dayanımı Testi .....	32
2.7. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri .....	32
2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma .....	33
2.7.2. Termal Siklus .....	33
2.7.3. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma .....	34
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi .....	34
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>35</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması .....	37
3.2.1. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu.....	39
3.1.2. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi .....	40
3.2. Çalışma gruplarının oluşturulması .....	41
3.2.1. Çalışma gruplarına yüzey işlemlerinin uygulanması .....	41
3.2.1.1. Grup 1 için yüzey işlemlerinin uygulanması .....	41
3.2.1.2. Grup 2 için yüzey işlemlerinin uygulanması .....	42
3.2.1.3. Grup 3 için yüzey işlemlerinin uygulanması .....	42
3.2.1.4. Grup 4 için yüzey işlemlerinin uygulanması .....	43
3.2.1.5. Grup 5 için yüzey işlemlerinin uygulanması .....	43
3.2.2. Dual cure rezin simanın örneklere uygulanması .....	44

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi .....	44
3.4. Kırık Yüzeylerin Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi .....	45
3.5. SEM Analizi .....	46
3.6. İstatistiksel Analiz .....	46
<b>4. BULGULAR</b> .....	47
4.1. Makaslama Bağlantı Dayanımı (MBD) Testi Sonuçları.....	47
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi .....	55
4.3. SEM Analizi Bulguları .....	56
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	59
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	71
<b>7. KAYNAKLAR</b> .....	72
<b>8. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	94

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b> Seramiğin tetrahedral yapısı .....	5
<b>Şekil 2.2.</b> Ekstraoral optik tarayıcı (A) ve mekanik tarayıcı (B) .....	10
<b>Şekil 2.3.</b> CAD/CAM seramiklerinin şematik görünümü .....	13
<b>Şekil 2.4.</b> Felspatik Seramikler .....	16
<b>Şekil 2.5.</b> LDS ile elde edilmiş abutmentlerin kristalizasyon öncesi (A) ve sonrası (B) görünümü, farklı boyutlarda IPS e.max CAD bloklar (C) .....	18
<b>Şekil 2.6.</b> Vita Suprinity (A) ve Celtra Duo blok örnekleri (B) .....	19
<b>Şekil 2.7.</b> Rezin bazlı CAD/CAM materyalleri .....	23
<b>Şekil 2.8.</b> Vita Enamic CAD/CAM blokları .....	24
<b>Şekil 2.9.</b> PMMA bazlı CAD/CAM blokları .....	25
<b>Şekil 4.1.</b> Farklı yüzey işlemleri sonucu rezin simanların CAD/CAM materyallerine bağlanma dayanımının karşılaştırılması .....	49

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b> CAD/CAM sistemleri ile kullanılan materyallere örnekler .....	14
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....	35
<b>Tablo 3.2.</b> Çalışmada kullanılan cihazlar .....	37
<b>Tablo 3.3.</b> IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon prosedürleri .....	39
<b>Tablo 3.4.</b> Çalışma grupları .....	41
<b>Tablo 4.1.</b> İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testi sonuçları .....	47
<b>Tablo 4.2.</b> Gruplar için örnek sayısı (N), ortalama MBD, standart sapma (Ss), standart hata (Sh), en yüksek ve en düşük MBD değerleri (MPa) .....	48
<b>Tablo 4.3.</b> Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD karşılaştırma testi sonuçları (MPa) .....	49
<b>Tablo 4.4.</b> Başarısızlık tiplerinin adeziv/koheziv/karışık şeklinde dağılımı .....	55
<b>Tablo 4.5.</b> Materyal gruplarına göre başarısızlık tipi dağılım yüzdeleri .....	55
<b>Tablo 4.6.</b> Yüzey işlemleri gruplarına göre başarısızlık tipi dağılım yüzdeleri .....	56

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 3.1.</b> Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar .....	37
<b>Resim 3.2.</b> Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı (A) ve örneklerin hassas kesim cihazında hazırlanması (B) .....	38
<b>Resim 3.3.</b> CAD/CAM bloklardan hazırlanan örnekler .....	38
<b>Resim 3.4.</b> Örnek boyutlarının dijital mikrometre ile ölçülmesi .....	38
<b>Resim 3.5.</b> Örneklerin kristalizasyonunda kullanılan Progromat P310 fırını(A), e.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi(B) ve kristalizasyo sonrası(C) görünümü ...	39
<b>Resim 3.6.</b> Otopolimerizan akrilik rezine gömülmüş CAD/CAM seramik örnekleri .....	40
<b>Resim 3.7.</b> Örneklerin temizlendiği ultrasonik temizleme cihazı .....	40
<b>Resim 3.8.</b> Grup 1 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Monobond Plus uygulaması (B) .....	41
<b>Resim 3.9.</b> Grup 2 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Universal adeziv uygulaması (B) .....	42
<b>Resim 3.10.</b> Grup 3 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Monobond S ve ardından universal adeziv uygulaması (B) .....	42
<b>Resim 3.11.</b> Asitle Pürüzlendirilen örneklere (A), Monobond Plus ve universal adeziv uygulaması (B) .....	43
<b>Resim 3.12.</b> Asitle Pürülendirilen örneklere (A), Clearfil Ceramic Primer ve universal adeziv uygulaması (B) .....	43
<b>Resim 3.13.</b> Panavia V5 dual-cure rezin simanın karıştırılması (A) ve Rezin simanla bağlanmış örnek (B) .....	44
<b>Resim 3.14.</b> Universal Test Cihazı (Shımadzu) .....	45
<b>Resim 3.15.</b> Test düzeneğine sabitlenen örnek (A) ve bağlanma ara yüzeyine paralel olarak konumlandırılan kırıcı metal uç (B) .....	45
<b>Resim 4.1.</b> e.max CAD materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda adeziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda karışık başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik) .....	56

**Resim 4.2.** Vita Mark II materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda karışık başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda koheziv başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik) ..... 57

**Resim 4.3.** Vita Suprinity materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda karışık başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E) (R: rezin siman, S:seramik) ..... 57

**Resim 4.4.** Vita Enamic materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik) ..... 58

**Resim 4.5.** Cerasmart materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda adeziv başarısızlık (A), SBU grubunda adeziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda koheziv başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik) ..... 58

## SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
M.Ö.	: Milattan önce
%	: Yüzde
MPS	: 3-Metakriloloksipropiltrimetoksisilan
MDP	: 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
BisGMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilatP
MPa	: Mega paskal
Si <sup>+4</sup>	: Silisyum
O <sup>-</sup>	: Oksijen
K <sub>2</sub> O·Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ·6SiO <sub>2</sub>	: Potasyum alümina silikat
Na <sub>2</sub> O·Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ·6SiO <sub>2</sub>	: Sodyum alümina silikat
K <sub>2</sub> O	: Potasyum oksit
Na <sub>2</sub> O	: Sodyum oksit
SiO <sub>2</sub>	: Silika
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
LDS	: Lityum disilikat
T	: Transludent
HT	: Yüksek transludent
MT	: Orta transludent
LT	: Düşük transludent
MO	: Orta opak

HO	: Yüksek opak
MgO	: Magnezyum oksit
CeO <sub>2</sub>	: Seryum oksit
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Yitriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum tetragonal zirkonyum polikristal
ZrO <sub>2</sub>	: Zirkonyum dioksit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
Phenyl-P	: 2-fenil hidrojenfosfat
MDBP	: Metakriloloksidodesil pridinium bromid
META	: 4-Metakriloloksietil trimellitat anhidrat
MET	: 4-Metakriloloksietil trimellitik asit
PCIN	: Polimer infiltre seramik ağ
nm	: Nanometre
mm	: Milimetre
mm <sup>2</sup>	: Milimetre kare
dk	: Dakika
s	: Saniye
N	: Newton
LED	: Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
GPa	: Gigapaskal
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (International Organization for Standardization)

## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardır yaygın bir şekilde kullanılmasına rağmen; hastaların daha estetik ve uzun ömürlü restorasyon arayışı ve gün geçtikçe daha üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip materyallerin geliştirilmesi, bu yeni nesil materyallere olan talebi artırmaktadır.

Son yıllarda Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisinde meydana gelen gelişmeler ve uygulama kolaylıkları, daha uyumlu frezelenmiş restorasyonların üretiminde dijital iş akışının yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır (Strub ve ark., 2006; Kapos ve ark., 2014). Geleneksel yöntemlere kıyasla dijital iş akışı; uyumsuzluğa neden olabilecek laboratuvar aşamalarının ortadan kaldırılması, klinik ve laboratuvar arasındaki taşıma süresinin kısaltılması ve hasta konforunun iyileştirilmesi gibi birçok avantaja sahiptir (Joda ve ark., 2015; Lee ve ark., 2015; Lin ve ark., 2015; Ting-shu ve ark., 2015; Papaspyridakos ve ark., 2016). Ayrıca yüksek doğruluk, hassasiyet, öngörülebilirlik, üstün optik ve biyolojik özelliklere sahip çok çeşitli restoratif ve protetik restorasyon alternatifi sunar (Blatz ve Conejo, 2019).

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların uzun dönem başarı gösterebilmesi için gereken önemli unsurlardan biri bağlanma dayanımıdır. Dayanıklı ve güçlü bir bağlantı ancak başarılı bir adezyonla mümkündür (Wong ve ark., 2017). Diş hekimliğinde rezin simanların silika içerikli restoratif materyallere adezyonunu güçlendirmek için silan kaplama ajanları kullanılmaktadır. Bu ajanlar seramiklerin ıslanabilirliğini artırarak, kompozit rezin simanın yüzeyde kolayca yayılmasını ve mikromekanik tutuculuğun artmasını sağlarlar (Thompson ve ark., 2011; Tzanakakis ve ark., 2016). 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP), kimyasal bağlanmayı destekleyen fonksiyonel bir monomerdır (Yoshida ve ark., 2012). Teorik olarak, MDP içeren silan ajanlarının farklı seramik yüzeyler ile kimyasal etkileşimi artırabileceği bildirilmiştir (Cardenas ve ark., 2017).

Günümüzde adeziv ajanların daha az teknik hassasiyetle, çok daha basit ve hızlı uygulanması amaçlanmaktadır (Hanabusa ve ark., 2012; Chen ve ark., 2015). Universal adezivler bu prosedür için yeni ve basitleştirilmiş bir yaklaşım sunar. Bu adezivler direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanılabileceği gibi, metal, zirkonya

porselen ve kompozit gibi farklı yapıdaki materyallere de bağlanabilirler. Ayrıca içeriğinde bulunan MDP monomeri ve silan, seramiğin rezin simana kimyasal olarak bağlanmasına yardımcı olur (Scotti, 2017; Sofan ve ark., 2017). Bununla birlikte, aynı şişede farklı bileşenlerin varlığının, silan bağlama maddesinin fonksiyonunu etkileyebileceği ve molekülü çözelti içinde kararsız hale getirebileceği belirtilmiştir (Yao ve ark., 2017).

CAD/CAM materyallerinin rezin simanlarla bağlantısında universal adezivlerin etkinliği değerlendirilmesine karşın, bu adezivlerin silan ajanlarıyla birlikte kullanılmasıyla ilgili çalışmalar sınırlıdır. Bu çalışmanın amacı; universal adezivlerin tek başına ya da farklı içeriğe sahip silan ajanlarıyla kombine olarak kullanımının, CAD/CAM materyallerinin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

Seramik, kelime karşılığı ‘yanmış madde’ olan Yunanca ‘keramos’ kelimesinden türetilmiştir ve daha özgül olarak pişirme veya yanma ile elde edilen malzeme anlamı taşır (Alla, 2013). Dental seramikler, yapılarında temel olarak alüminyum, bor, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir ya da daha çok metal veya yarı metal elemente sahip oksijen bileşikleri bulunan metalik olmayan, inorganik materyallerdir (Anusavice ve ark., 2013).

Poröz, opak ve dayanıksız yapısı nedeniyle seramikler, dental uygulamalar için erken dönemlerde kullanıma uygun bulunmamıştır. Zaman içinde özelliklerinin geliştirilmesiyle diş hekimliğinde kullanılabilir yapı kazanan seramik, porselen olarak tanımlanır (Kelly ve ark., 1996). Porselen; uygun oranlarda karıştırılan feldspar, kuartz ve kaolinin yüksek sıcaklıklarda pişirilmesiyle elde edilen spesifik bir seramik sınıfıdır. Diş hekimliği alanında kullanılan seramikler bu sınıfa dahildir ve "Dental Porselen" olarak adlandırılır (Anusavice ve ark., 2013).

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

M.Ö. 10.000’li yıllardan günümüze kadar insanlar, seramik benzeri aletleri balıkçı-avcı-toplayıcı uygarlıklarının hayat tarzlarına ve ihtiyaçlarına destek olmak amacıyla kullanmışlardır (Anusavice ve ark., 2013). 18. yüzyılın başlarında seramiğin Avrupa’da keşfedilmesinden kısa süre sonra, Paris’li eczacı Alexis Duchateau, diş hekimliğine porseleni tanıtmıştır. 1774’te Duchateau, diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant’in yardımıyla ilk porselen yapay diş setini üretmiştir ve 1789 yılında ilk porselen diş materyali patentini birlikte almışlardır (Anusavice ve ark., 2013; Zhang ve Kelly, 2017).

1808’de İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, platin pin veya çerçeve ile desteklenmiş ‘terrometalik’ porselen dişleri keşfetmiştir. 1817’de Fransız bir diş hekimi olan Planteau tarafından porselen dişler Amerika Birleşik Devletleri’ne tanıtılmış ve 1822’de Peale tarafından bu dişler için pişirme işlemi gerçekleştirilmiştir. 1837 yılında Ash, İngiltere’de porselen dişlerin daha gelişmiş bir versiyonunu

üretmiştir (Anusavice ve ark., 2013). Porselenin sabit protezlerin üretimi için kullanılmasında öncü olan Dr. Charles Land, 1886'da platin yaprak üzerine feldspatik porselen işlemiştir, ayrıca inley ve kronları tanıtmış ve 1889'da jaket kronun patentini almıştır (Stephen ve ark., 2006). Bu kronlar mükemmel estetik özelliklerine rağmen, düşük bükülme dayanımları nedeniyle yüksek kırılma göstermiştir. Porselenin kırılma dayanımındaki en önemli gelişme, 1965'te McLean ve Hughes'in, ağırlıkça %40-50 oranında alüminyum oksit ilave ettikleri seramiği tanıtımlarıyla elde edilmiştir (Anusavice ve ark., 2013).

1976 yılında Mc Lean ve Sced, porselen jaket kronu güçlendirmek için 'Twin Foil' adını verdikleri çift folyo tekniğini kullanmıştır (Wildgoose ve ark., 2004). 1984'de Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı teknik (Dicor) ile tam seramik sistemlerindeki gelişmeler hız kazanmıştır.

1990'ların başında, hacimce yaklaşık %34 lösit kristalleri içeren ve basınç altında preslenerek üretilen bir cam seramik (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır. IPS Empress sistemi, Dicor'a benzer dayanıklılık ve marjinal uyum göstermiş ayrıca, bu sistemde Dicor'da uygulanan özel kristalizasyon işlemine gerek duyulmamıştır. 1990'ların sonunda, yapısında hacimce %70 lityum disilikat kristalleri bulunan, kırılmaya karşı daha dirençli ve basınç altında şekillendirilebilen bir seramik (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır. IPS Empress 2, molar dişleri kapsamayan üç üyeli sabit restorasyonların üretiminde kullanılmıştır (Anusavice ve ark., 2013).

İlk ticari CAD/CAM sistemi CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya), 1985 yılında Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından üretilmiştir. CEREC sistemiyle ilk olarak inley ve onley restorasyonların üretimi gerçekleştirilmiştir (Mörmann, 2006). Diş hekimliğinde CAD/CAM uygulamaları CEREC sistemiyle beraber popülerlik kazanmıştır (Miyazaki ve Hotta., 2011).

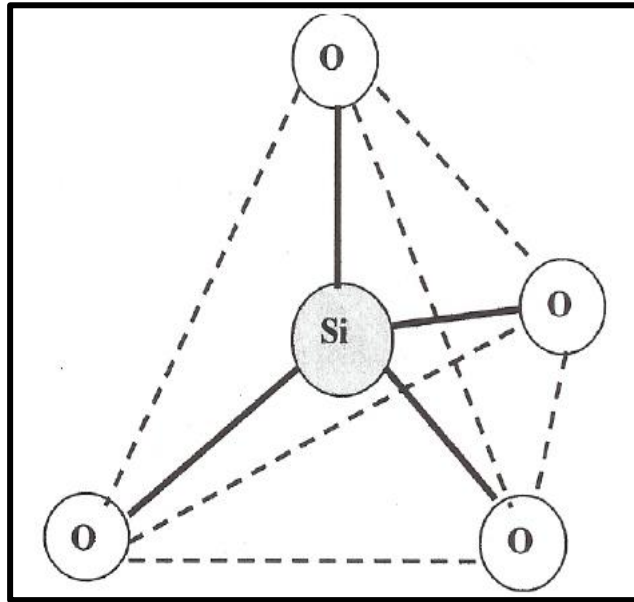
Günümüzde teknolojiye meydana gelen gelişmelerle birlikte, üstün estetik ve fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar elde etmek için, tam seramik sistemleri ve materyalleri üzerine yapılan çalışmalar devam etmektedir.

## 2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Dental seramikler, kristalin faz ve silikat cam matriks fazı içerirler (Anusavice ve ark., 2013). Kristal fazın yapısı ve miktarı, seramiklerin mekanik ve optik özellikleri üzerinde etkilidir. Camsı faz miktarının artışı seramiklerin ışık geçirgenliğini artırır fakat, malzemenin kırılma dayanımını azaltarak yapının zayıflamasına sebep olur. Daha yoğun kristalin faz ise, materyalin mekanik özelliklerini glendirirken, estetik özelliklerini olumsuz yönde etkiler (Babu ve ark., 2015).

Dental seramiklerin yapısını, merkezdeki bir silisyum ( $\text{Si}^{+4}$ ) katyonu ile çevresinde bulunan 4 oksijen ( $\text{O}^-$ ) anyonunun oluşturduğu ( $\text{SiO}_4$ ) tetrahedral yapı teşkil eder. Bu yapı kovalent ve iyonik bağları oluşturur (Anusavice ve ark., 2013). Bu gcl bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya direnç gibi özellikler kazandırırken; aynı yapı seramiğin kırılma dayanımının artmasına sebep olmaktadır (Sakaguchi ve Powers., 2012).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere üç ana yapıdan oluşur (O'Brien, 2002).



şekil 2.1. Seramiğin tetrahedral yapısı

### 2.1.2.1. Feldspar

Potasyum alümina silikat ( $\text{K}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$ ) ve sodyum alümina silikat ( $\text{Na}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$ ) karışımından meydana gelir ve dental porselenin ana yapısını

teşkil eder (O'Brien, 2002). Porselene şeffaflık kazandıran feldspar, yapıda en az %60 oranında bulunur. Bağlayıcı özelliğe sahiptir ve fırınlama esnasında 1100-1300 °C'de eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturur (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Feldspar doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz, içinde değişen miktarlarda soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve potas ( $\text{K}_2\text{O}$ ) vardır (Callister ve Rethwisch, 1997). Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürür, potas formu ise akmaya karşı direnci artırarak fırınlama sonrası diş formunun kaybolmasını engeller ve yüzey ayrıntılarının korunmasını sağlar (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Bu sebeple diş hekimliğinde yüksek potasyum içerikli feldspar kullanılır (Anusavice ve ark., 2013).

### **2.1.2.2. Kuartz**

Silika ( $\text{SiO}_2$ ) yapısındadır ve porselenin yapısının %10-30 kadarını oluşturur. Erime sıcaklığı yaklaşık 1700 °C olan kuartz, termal genleşme katsayısını kontrol ederek fırınlama sonucu meydana gelebilecek büzölmelerin önüne geçer (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Anusavice ve ark., 2013).

### **2.1.2.3. Kaolin**

Bir alüminyum hidrat silikası olan kaolin, ana yapıda %1-5 oranında bulunur. Erime sıcaklığı 1800 °C'dir ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Opak bir yapıya sahiptir. Yapışkan özelliği sayesinde diğer maddelerin bir arada tutulmasına yardımcı olur ve porselenin modelajını kolaylaştırır (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Ana yapıyı oluşturan bu üç maddenin dışında; akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselenin yapısına ilave edilebilmektedir (Coşkun ve Yaluğ, 2002).

### **2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Tam seramikler; kullanım alanı, kompozisyon, üretim yöntemleri, fırınlama ısıları, mikroyapı, saydamlık, kırılma dayanımı ve aşındırma miktarı gibi özellikleri dikkate alınarak farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır (Anusavice ve ark., 2013). Fakat bu sınıflandırmaların çoğu yeterince net değildir ve yeni materyallerin ilave edilmesine olanak tanımazlar (Gracıs ve ark., 2015). Buna dayanarak Gracıs ve

arkadaşları (2015), yeni restoratif materyallerin de dahil edilebilmesine izin veren güncel bir sınıflama yaparak seramik ve seramik benzeri materyalleri gruplandırmışlardır. Bu sınıflandırma, malzemelerin kimyasal yapısı hakkında bilgi veren ve hekimin materyal seçimine yardımcı olan bir sınıflamadır.

Gracis ve ark.'nın (2015) seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflaması:

1. Cam-matriks seramikler

a. Feldspatik seramikler

b. Sentetik seramikler

i. Lössit içeren cam seramikler

ii. Lityum disilikat içeren cam seramikler ve türevleri

iii. Florapatit içeren cam seramikler

c. Cam infiltre seramikler

i. Alümina

ii. Alümina ve magnezyum

iii. Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin seramikler

a. Alümina seramikler

b. Stabilize zirkonya seramikler

c. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler

d. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

3. Rezin-matriks seramikler

a. Rezin nano-seramikler

b. Rezin matrikse infiltre cam seramikler

c. Rezin matrikse infiltre zirkonya-silika seramikler

## 2.2. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)/Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) sistemleri 1985 yılından bu yana diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Son 30 yılda ilerleyen teknolojiyle birlikte çeşitli sistemler ve materyaller geliştirilmeye devam etmektedir. CAD/CAM sistemi; dijital olarak elde edilen verilerin, bilgisayar desteği ile üç boyutlu olarak tasarlanması ve üretilmesi esasına dayanır (Çetindağ ve Meşe, 2016).

Günümüzde tek üye inley, onley, kron, veneer, implant abutmentleri, kısmi veya tamamen dişsiz hastalar için sabit ve hareketli protez alt yapıları, gece plağı, cerrahi stent, geçici protez gibi çeşitli restorasyonlar CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilmektedir (Blatz ve Conejo, 2019).

Üretim yöntemlerine göre CAD/CAM sistemleri 3 gruba ayrılmaktadır:

- Hasta başında üretim yapan sistemler: Klinikte sisteme ait tüm cihazlar bulunur. Restorasyonların tasarımı ve üretimi laboratuvar işlemlerine gerek kalmadan tek seansta gerçekleştirilir.
- Laboratuvarda kullanılan sistemler: Laboratuvarda alçı model veya ölçünün taranmasıyla elde edilen verilerin CAD/CAM ile tasarımı ve üretimi yapılır. Üretimin tüm aşamaları laboratuvarda gerçekleşir.
- Üretim merkezli sistemler: Laboratuvarda taranan modellerden elde edilen veriler, internet aracılığıyla bir üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinde hazırlanan alt yapılar daha sonra porselen uygulaması için tekrar laboratuvara gönderilir (Beuer ve ark., 2008).

CAD/CAM sistemleri ayrıca veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilir. Kapalı sistemler, aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi de dahil olmak üzere tüm CAD/CAM prosedürlerini sunar. Ayrıca, tüm adımlar tek bir sisteme entegre edilmiştir ve farklı kurumların sistemlerini kullanmaya müsaade etmez. Açık sistemler, orijinal dijital verilerin CAD yazılımının, farklı şirketlerden CAM cihazları ile kullanımına izin verir (Tapiea ve ark., 2015; Alghazzawi, 2016).

### **2.2.1. CAD/CAM Komponentleri**

CAD/CAM sistemleri 3 ana yapıdan oluşur:

- 1) Ağız içi veya alçı model üzerinden toplanan verileri dijital ortama aktaran mekanik veya optik tarayıcı (Galhano ve ark., 2012),
- 2) Sanal ortamda restorasyonları tasarlayan ve frezeleme parametrelerini hesaplayan yazılım programı,
- 3) Prefabrik bloklardan restorasyon üretimi için bilgisayarlı bir freze cihazı veya ekleme yöntemi ile üretim (Alghazzawi, 2016).

Sistemin ilk iki komponenti tasarım (CAD) aşamasını, üçüncü komponenti ise üretim (CAM) aşamasını oluşturur (Santos ve ark., 2015).

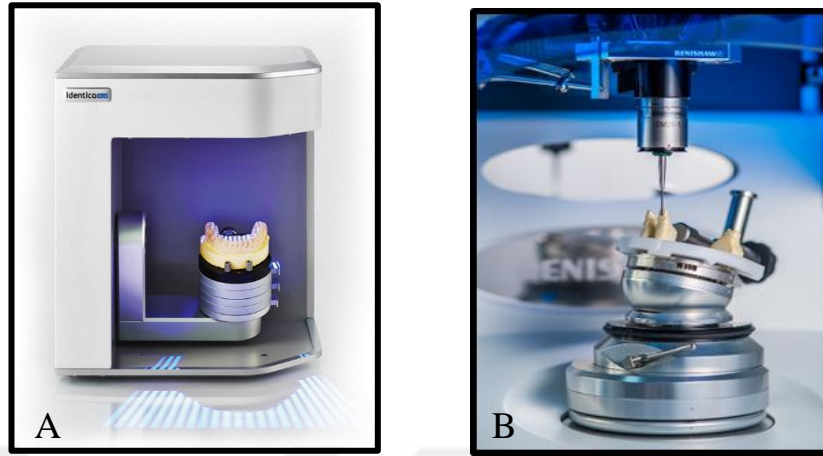
#### **2.2.1.1. Tarayıcı (Scanner)**

Diş hekimliğinde dişlerin ve komşu yapıların dijital olarak ölçüsünü elde etmek için intraoral ve ekstraoral (laboratuvar) tarayıcılar kullanılır (Alghazzawi, 2016; Richert ve ark., 2017). Veriler optik ve mekanik sayısallaştırıcılar yardımıyla toplanır (Alghazzawi, 2016).

Intraoral kameralar, optik tarayıcılardır ve 2 türü vardır. Birincisi, dişlerin görüntülerini bireysel olarak kaydeden tek görüntü kameralarıdır. ITero (Align Technology), Trios (3 Shape), CEREC, PlanScan (Planmeca) ve E4D (D4D Technologies) tek görüntüde yaklaşık üç diş kaydedebilen tek görüntü kameralarındandır. İkincisi, verileri video kamera kullanarak toplayan sistemlerdir. Apollo DI (Sirona), True Definition (Lava) ve OmniCam (Sirona) bu gruba örnektir. Bu sistemler arasında görüntüleme tipi, çalışma prensibi, renkli görüntüleme, renk eşleştirme özelliği, titanyum dioksit pudra kullanımı ve ışık kaynağı bakımından farklılıklar bulunur (Abdel-Azim ve ark., 2015; Ting- shu ve Jian, 2015; Zimmermann ve ark., 2015).

Ölçüden veya model üzerinden tarama yapan ekstraoral tarayıcılar, mekanik ve optik tarayıcılardır (Alghazzawi, 2016). Optik tarayıcılar; belli bir açıyla gönderilen ışığın yansımalarını algılayan sensörler vasıtasıyla derinlik algılama teknolojisine sahiptir. Bilgisayar desteği ile derinliği belirlenen noktalar hesaplanarak, üç boyutlu

görüntüler elde edilir. Mekanik tarayıcılar ise; yakut bir top şeklindeki ucun model üzerinde gezdirilmesi ile mekanik olarak üç boyutlu görüntü elde ederler (Karl, 2015).



**Şekil 2.2.** Ekstraoral optik tarayıcı (A) ve mekanik tarayıcı (B)

#### **2.2.1.2. Yazılım (Software)**

CAD/CAM sistemlerinin her türü ve kullanım amacı için farklı yazılımlar mevcuttur (Blatz ve Conejo, 2019). Farklı üreticilerin farklı yazılımları sayesinde çok çeşitli restoratif ve protetik restorasyonların tasarımı yapılabilir (Alghazzawi, 2016).

Dental restorasyon yazılımları artık otomatik olarak preparasyon bitiş çizgisi algılama ve dijital olarak wax-up oluşturma özellikleri ile giderek daha kullanıcı dostu haline gelmiştir. Yazılım programları ile doğal diş şekilleri ve morfolojileri dijital kütüphanelerden seçilebilir, hasta ağızındaki bir dişin ayna görüntüsü oluşturulabilir. Çoğu sistemde CAD verileri üç boyutlu baskı ve hızlı prototipleme ile bir STL formatında işlenir ve iletilir. STL veya diğer dosyalar ve dental kütüphaneler diğer kaynaklardan içe aktarılabilir (Blatz ve Conejo, 2019).

#### **2.2.1.3. Donanım (Hardware)**

CAD/CAM sistemlerinin son aşamasıdır. Restorasyonların üretimi için eksiltme (milleme veya aşındırma) ve eklemeli üretim (hızlı prototipleme veya 3D yazıcı) olarak iki teknik mevcuttur (Dhandapani ve ark., 2015).

##### **2.2.1.3.1. Eksiltme Tekniği**

Prefabrik blokların elmas diskler ve frezlerle aşındırılmasıyla restorasyon üretiminin gerçekleştirildiği yöntemdir (Att ve Girard, 2014). Kullanılacak materyalin

türüne göre frezeleme işlemi kuru veya ıslak olarak gerçekleştirilebilir (Abduo ve ark., 2014). Teknolojinin ilerlemesiyle geliştirilen 5 veya daha fazla aksa sahip makineler ile karmaşık tasarımların bile frezelemesi yapılabilmektedir (Bosch ve ark., 2014). Fakat bu yöntemle fazla miktarda materyal kaldırılmakta ve bu da malzeme israfına neden olmaktadır (Van Noort, 2012).

#### **2.2.1.3.2. Ekleme Tekniği**

Ekleme tekniği; üç boyutlu veriler doğrultusunda tabakaların birleştirilmesiyle üretimin gerçekleştirildiği, eksiltme yöntemine alternatif yeni bir tekniktir. Bu yöntemde daha detaylı restorasyonlar üretilebilir ve malzeme israfı meydana gelmez (Kim ve ark., 2017).

#### **2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

- Hasta başında kullanılan sistemler, aynı gün içinde restorasyonların üretilmesini sağlar ve geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırır.
- Çok çeşitli protetik ve restoratif materyal alternafi sunar (Blatz ve Conejo, 2019).
- Hastaya rahatsızlık veren konvansiyonel ölçü aşamaları içermez, ölçü kaşığı, ölçü materyalleri ve ayrıca nakliye ve teslimat maliyetleri olmadığı için ekonomik tasarruf sağlar (Miyazaki ve ark., 2009; Alghazzawi, 2016).
- Üretim esnasında oluşabilecek çapraz kontaminasyon riskini önler.
- Zaman alıcı laboratuvar adımlarını ve beraberinde ölçü materyallerinin distorsiyonundan ve laboratuvardan kaynaklanan problemleri ortadan kaldırır (Alghazzawi, 2016).
- Geleneksel ölçüye kıyasla daha hızlı ve konforlu olduğu için, hastalar tarafından daha çok tercih edilir (Yuzbasioglu ve ark., 2014; Blatz ve Conejo, 2019).
- Ölçüde eksik veya yetersiz alanlar, konvansiyonel yöntemdekinin aksine ölçünün yeniden alınmasını gerektirmeden sadece seçili alanlar taranarak düzeltilebilir, bu sayede çalışma süresi kısalmır.

- Daha iyi marjinal ve internal uyuma sahip freze restorasyonların üretilmesini sağlar (Gallardo ve ark., 2018).
- Hastaya ait veriler sistemde arşivlenerek, gerektiğinde kolayca ulaşılabilir (Blatz ve Conejo, 2019).
- Homojen endüstriyel blokların kullanılması, üretim sürecinde ve klinik uygulama esnasında meydana gelebilecek malzeme başarısızlıklarını azaltır (Belli ve ark., 2017).
- Özel yazılım programları sayesinde yetersiz okluzal mesafe, andırkatlı kesim, belirsiz preparasyon marjinleri, keskin köşeler ve pürüzlü yüzeyler gibi preparasyon hatalarının tespit edilebilmesi sağlar.
- Restorasyonların tasarımları CAD yazılımları ile yapıldığından, teknisyenlerin iş yükü hafifler (Feuerstein, 2004).

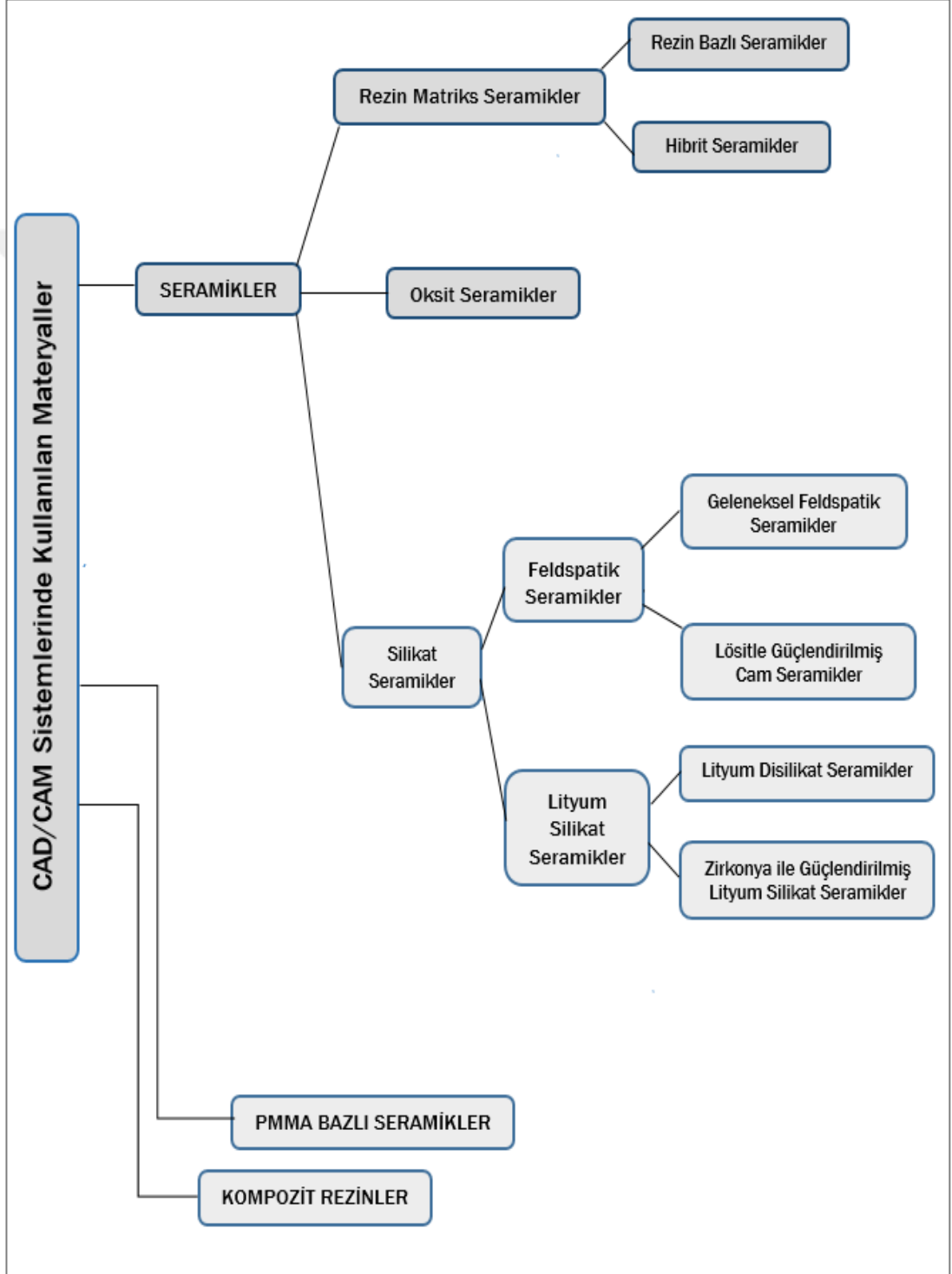
### **2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları**

- CAD/CAM sistemlerinin ve yazılımlarının yüksek başlangıç ve bakım maliyetleri, bu uygulamaların kullanımını sınırlandıran en önemli faktördür.
- Hekimin eğitim ve deneyimini gerektirir (Blatz ve Conejo, 2019).
- Dişeti altında kalan kısımların net olarak kaydedilmesi için dijital ölçü işleminden önce tükürük kontrolü, hemostaz ve dişeti retraksiyonu gerektirir.
- Karmaşık protetik tedaviler için oklüzyon bilgilerini yakalamak zor olabilir.
- Dişsiz arkların görüntülerinin net bir şekilde yakalanması güçtür (Zimmermann ve ark., 2015).
- Monolitik bloklar kullanılarak üretilen restorasyonlarda estetiği sağlamak güç olabilir (Güth, 2016).

## 2.2.4. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM materyallerinin sınıflandırılması ve her bir materyal grubuna ait popüler ticari ürünlerin örnekleri Şekil 2.3 ve Tablo 2.1’de gösterilmiştir (Blatz ve Conejo, 2019).

Şekil 2.3. CAD/CAM seramiklerinin şematik görünümü



**Tablo 2.1.** CAD/CAM sistemleri ile kullanılan materyallere örnekler (Blatz ve Conejo, 2019)

PMMA-Based Materials	Resin Matrix Ceramics			Silicate Ceramics				Oxide Ceramics
	Composite Resins	Resin-based Ceramics	Hybrid Ceramics	Feldspathic Ceramics		Lithium Silicate Ceramics		Zirconium Dioxide Ceramics
				Traditional Feldspathic Ceramics	Leucite-Reinforced Glass Ceramics	Lithium Disilicate Ceramics	Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramics	
Telio CAD (Ivoclar Vivadent)	Paradigm MZ100 (3M ESPE).	Cerasmart (GC) Lava Ultimate	VITA ENAMIC (VITA Zahnfabrik)	VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik)	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	VITA SUPRINITY PC (VITA Zahnfabrik)	CEREC Zirconia/ Zirconia meso (Densply Sirona)
VITA CAD-Temp MonoColors/ MultiColor Blocks (VITA Zahnfabrik)	Tetric CAD (Ivoclar Vivadent)	Grandio Blocs (VOCO)		VITABLOCS RealLife ceramic blocks (VITA)			Celtra Duo (Densply Sirona)	inCoris TZI/TZI/C/ ZI/ZI meso (Densply Sirona)
VITA CAD-Waxx Blocks (VITA North America)		CAM Ceramic-Based Restorative (Shofu)		VITABLOC TriLux Forte (VITA)				KATANA Zirconia Block (Kuraray Noritake Dental, Inc)
CEREC Guide Bloc/ inCoris PMMA (Densply Sirona)		KATANA AVENCIA Block (Kuraray Noritake Dental, Inc)		CEREC Blocs (Densply Sirona)				VITA YZ XT/ST/ HT <sup>White</sup> /HT <sup>Color</sup> /T (VITA Zahnfabrik)
artBloc Temp (Merz Dental)		BRILLIANT Crios (Coltene)		C/C In/C PC (Densply Sirona)				Lava Zirconia Blocks (3M ESPE) IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)

### 2.2.4.1. Seramikler

Silikat seramikler, oksit seramikler ve rezin matriks seramikler olmak üzere üç başlık altında incelenir (Blatz ve Conejo, 2019).

#### 2.2.4.1.1. Silikat Seramikler

Silika esaslı seramikler, feldspatik ve lityum silikat seramiklere ayrılır ve esas olarak bir cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler olarak tanımlanır. Cam; seramiklere yüksek saydamlık, optimal estetik ve doğal bir görünüm sunar (Beier ve Dumfahrt, 2014).

Seramiklerin mekanik özellikleri, cam faz oranında yapılan değişikliklerle güçlendirilmiş ve farklı materyaller piyasaya sunulmuştur (Giordano ve McLaren, 2010).

##### 2.2.4.1.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler, geleneksel feldspatik seramikler ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olarak ikiye ayrılır.

#### **2.2.4.1.1.1. Geleneksel Feldspatik Seramikler**

Feldspatik seramikler, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere geliştirilen ilk bloklardır (Fasbinder, 2012). En translusent ve estetik malzemeler olarak tanımlanırlar (Blatz ve Conejo, 2019).

Cam matrisi içerisinde %30 oranında ve 3-4 mikron büyüklüğünde homojen olarak dağılmış feldspar partikülleri mevcuttur (Li ve ark., 2014). Kırılma dayanımları yaklaşık 150 MPa ve elastisite modülleri 45-63 GPa'dır (Fasbinder, 2012).

Feldspatik seramiklerin en önemli avantajı; frezeleme işleminin hemen ardından kolayca polisajlanarak, aynı seansta hastaya uygulanabilmesidir (Pjetursson ve ark., 2007). Bu bloklar; inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior bölge parsiyel veya tam kron yapımında ve metal ya da seramik alt yapılar üzerine veneer materyali olarak kullanılabilirler (Denry ve Kelly, 2008; Blatz ve Conejo, 2019).

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere üç çeşit feldspatik seramik blok mevcuttur. Monokromatik bloklar tek bir renk tabakasına sahipken, dikromatik ve polikromatik bloklarda bulunan renk geçişleri mine ve dentinin doğal görüntüsünün taklit edilebilmesine izin verir (Ural ve Kaleli, 2017).

Vita Mark I, CAD/CAM sistemleri ile uyumlu ilk feldspatik seramiktir, fiziksel ve yapısal özellikleri metal destekli seramiklerde kullanılan feldspatik porselen ile benzerlik gösterir (Otto ve De Nisco, 2002). CEREC sistemi ile kullanılmak üzere geliştirilen Vitablocs Mark II, Vita Mark I'e kıyasla daha küçük taneciklere sahiptir ve bu sayede dayanıklılığı artırılmıştır (Li ve ark., 2014). Birçok renk seçeneği bulunmasına karşın bu bloklar monokromatiktir (Yenice ve Büyükdere, 2020). Monokromatik blokların estetik dezavantajlarını elimine etmek için farklı yoğunluğa sahip tabakalardan oluşan Vitablocs TriLuxe, Triluxe Forte ve RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) polikromatik blokları üretilmiştir (Fasbinder, 2010). Bu bloklar farklı renk seçeneği ve saydamlık sunarlar (Li ve ark., 2014).



Şekil 2.4. Feldspatik Seramikler

#### 2.2.4.1.1.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Laboratuvar koşullarında üretilen lösit içerikli cam seramikler, ilerleyen teknolojiyle birlikte modifiye edilmiş ve CAD/CAM sistemleri ile uyumlu bloklar piyasaya sürülmüştür (Fasbinder, 2002).

Silikat cam matriksin hacimce %35-40'ını 5-10 mikron boyutundaki lösit kristalleri oluşturur (Tinschert ve ark., 2000). Lösit kristalleri cam matriksin ısıl işlem ile kontrollü ve kısmi kristalizasyonu sonucu elde edilir (Kelly ve Benetti, 2011). Cam matrikse kıyasla daha yüksek genişleme katsayısına sahip olan lösit kristalleri bu sayede, çatlak yayılımını önleyen bir bariyer görevi görür ve seramiğin dayanıklılığını artırır (Naves ve ark., 2010).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, doğal dişe yakın renk, floresans, ışık geçirgenliği, aşınma ve abrazyon direnci gibi özellikleri sebebiyle tercih edilmektedirler. Bu bloklar ön ve arka bölge kron, inley, onlay ve laminate veneer restorasyonların üretimi için uygundur. Rezin simanlar ile adeziv olarak yapıştırılmaları gerekir. (Fasbinder, 2002; Albakry ve ark., 2003).

Lösitle güçlendirilmiş seramik blokların yüksek translusent, düşük translusent ve polikromatik olarak 3 çeşidi mevcuttur (Al Ben Ali ve ark., 2014). IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Paradigm C (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) piyasada bulunan bloklara örnektir (Fasbinder, 2002).

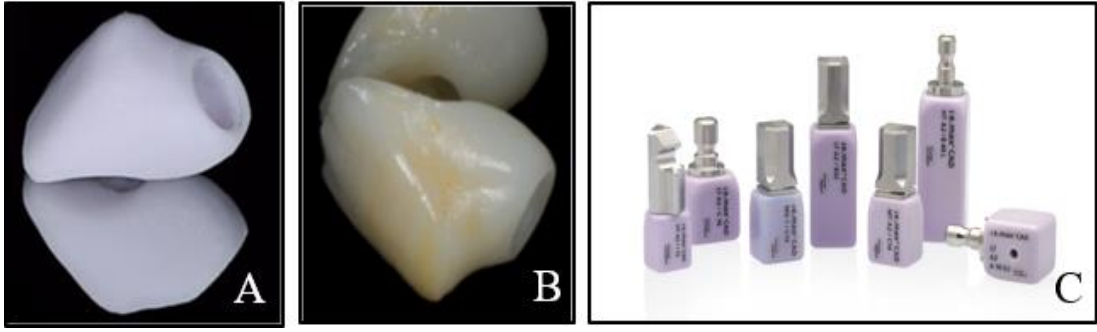
## **2.2.4.1.1.2. Lityum Silikat Seramikler**

### **2.2.4.1.1.2.1. Lityum Disilikat Seramikler**

Cam seramiklerin kullanım alanlarını genişletmek amacıyla, daha yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci gösteren materyaller geliştirilmiştir (Pagniano ve ark., 2005). Lityum disilikat seramikler sahip oldukları 350-450 MPa bükülme dirençleri ile, lösit içerikli cam seramiklere kıyasla daha fazla dayanıklılık gösterirler (Ho ve Matinlinna, 2011).

2006 yılında piyasaya sunulan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Lihtenştayn), CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere tasarlanmış monolitik bir materyaldir (Reich ve ark., 2010). Bu materyal, iki aşamalı bir ısıl kristalizasyon süreci geçirir. İlk aşama olan ara kristalleşme fazında, cam matriks içerisinde 0,2-1 µm büyüklüğünde ve %40 oranında lityum metasilikat kristalleri bulunur. Bu faz, blokların daha kolay frezelenmesini sağlar ve materyale direnç kazandırır. Bloklar bu formdayken mavi-mor renktedir ve bükülme dayanımları 130-150 MPa'dır. İkinci aşamada, 840-850 derecede yaklaşık 20-25 dakikada gerçekleştirilen kristalizasyon işlemi sonrası metasilikat kristalleri, lityum disilikat kristallerine dönüşür. Isıl işlem sonrasında cam matriks içerisinde hacimce %70 lityum disilikat kristalleri mevcuttur. Materyalin rengi mavi-mor renkten seçilen renge dönüşür ve dayanımı 360-520 MPa'ya yükselir (Fasbinder, 2010; Schmitter ve Seydler, 2012; Rosenstiel ve ark., 2015).

Lityum disilikat cam seramikler ile inleyler, onleyler, laminate veneerler, anterior ve posterior kronlar, büyük azı dişlerine uzanmayan üç üyeli köprüler, hibrit abutmentler ve üst yapılarının restorasyonu yapılabilir (Lambert ve ark., 2017). Bu blokların yüksek translusent (HT), orta translusent (MT), düşük translusent (LT) ve orta opak (MO), yüksek opak (HO) şeklinde 5 farklı formu mevcuttur (Al Ben Ali ve ark., 2014).

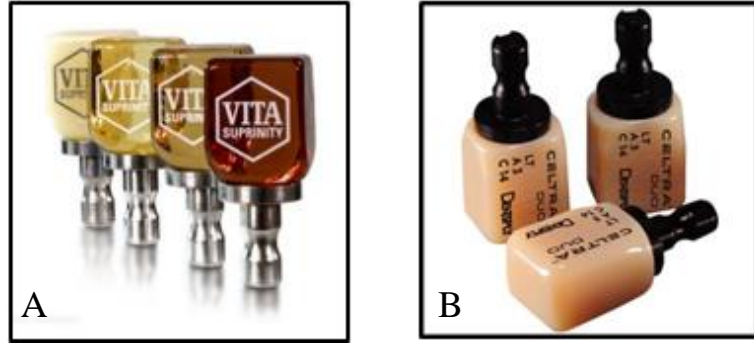


**Şekil 2.5.** LDS ile elde edilmiş abutment kronların (A) kristalizasyon öncesi ve (B) sonrası görünümü (Çömlekoğlu, 2018), (C) farklı boyutlarda IPS e.max CAD bloklar

#### 2.2.4.1.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, cam seramiklerin optik özelliklerinin zirkonyanın mekanik özellikleriyle birleştirilmesi sonucu elde edilen yeni bir CAD/CAM materyalidir (Alp ve ark., 2018a). Yaklaşık %10 zirkonya ve çok ince boyuttaki (0.5-0.7 µm) kristallerden oluşan homojen bir mikroyapıya sahiptir. Daha düşük kristal içeriği (%40-50) sebebiyle, ışık geçirgenliği lityum disilikat seramiklere (%70) göre daha yüksektir. (Awad ve ark., 2015; Alp ve ark., 2018a; Kilinc ve ark., 2018).

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply, ABD) CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere tasarlanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalleridir (Traini ve ark., 2016). Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) blokları 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. Prekristalize yapıdadır. Bu form, frezeleme işleminin daha hızlı ve kolay gerçekleştirilmesini sağlar. Frezeleme sonrası 210 MPa olan kırılma dayanımı, kristalizasyon işleminden sonra 420 MPa'ya yükselir. Yüksek translusent (HT) ve translusent (T) olmak üzere 2 çeşidi vardır. Bu bloklar inley, onley, veneer, anterior ve posterior kron ve implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir (VITA Zahnfabrik. Erişim tarihi: 26 Haziran 2019, <https://www.vitazahnfab-rik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>). Celtra Duo blokları, 2014 yılında tanıtılmıştır. Kristalize formda bulunurlar. Frezeleme işleminden sonra polisajlanıp, simanta edilebilirler. Frezelendikten sonra 210 MPa olan yapısal dayanıklılığı, polisaj işlemi sonrası 370 MPa'ya ulaşır. İnleyleyler, onleyleyler, parsiyel ve tam kronlar, laminate veneerler, hibrit abutmentler ve anterior köprü restorasyonları için kullanımı uygundur (Yenice ve Büyükdere, 2020).



Şekil 2.6. Vita Suprinity (A) ve Celtra Duo blok örnekleri (B)

#### 2.2.4.1.2. Oksit Seramikler

##### 2.2.4.1.2.1. Alüminyum Oksit Seramikler

Yapılarında %100 oranında alüminyum oksit kristalleri bulunan, presinterize formdaki oksit bloklardır. Alüminyum oksit esaslı bloklar, yüksek dayanıklılık sergilerler. Bükülme dirençleri 610 MPa, elastik modülleri 380 GPa ve kırılma dirençleri 500 MPa'nın üzerindedir. Yarı sinterize formdaki bu bloklar, frezeleme işlemi sonrası yüksek sıcaklıkta (1520 °C) fırınlanarak sinterize edilirler. Frezeleme aşamasından sonra cam infiltrasyonu gerektirmezler. Alüminyum oksit bloklar monokromatiktir, ancak üzerine uygulanacak veneer porselenin rengine uygun solüsyonlarla renklendirilebilirler (Guazzato ve ark., 2004).

Procera™ AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), 1993 yılında piyasaya sürülmüş alüminyum oksit esaslı bir materyaldir, alümina içeriği %99.9'dan fazladır. Opak yapısından dolayı veneer porseleni ile kaplanarak altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (Giordano ve McLaren, 2010; Li ve ark., 2014). 2005 yılında üretilen Vita™ InCeram ALcube (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), tek kron ve kısa köprü restorasyonlarının üretimi için uygundur (Li ve ark., 2014; Polat ve ark., 2018).

##### 2.2.4.1.2.2. Zirkonyum Oksit

Zirkonyum dioksit (zirkonya), çok küçük boyutlu (<0,5- 0,6 µm) taneciklerden meydana gelen bir materyaldir (Ardlin, 2002; Holden ve ark., 2009). Sıcaklığa bağlı olarak monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunur (Kelly ve

Denry, 2008). Zirkonyanın oda sıcaklığında, mekanik özelliklerinin maksimum düzeye ulaştığı tetragonal fazda bulunması istenir (Beuer ve ark., 2008).

Zirkonya, yapısına ilave edilen farklı metal oksitleri ile ( $MgO, CeO_2, Y_2O_3$ ) stabil hale getirilir. En güçlü ve diş hekimliğinde en yaygın kullanılan formu, yttriyum stabilize zirkonyum (3Y-TZP)'dir (Beuer ve ark., 2008; Kelly ve Denry, 2008).

3Y-TZP, stabilize edici ajan olarak 3 mol yttria ( $Y_2O_3$ ) içeren, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan, çok ince gren yapısına sahip bir materyaldir. Yarı sinterize blokların frezeleme işlemi sonrası yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmesiyle veya direkt tam sinterize bloklardan frezeleme işlemi sonucu elde edilirler (Filser ve ark., 2003; Beuer ve ark., 2008). Yarı sinterize bloklar, son sinterleme işlemi sonucu meydana gelen %20-25'lik büzülme nedeniyle daha büyük olarak hazırlanırlar. Sinterleme aşamasının daha önce gerçekleştirildiği tam sinterize bloklar ise, büzülme meydana gelmediği için gerçek boyutlarında üretilirler. Ancak bu blokların frezelenmesi zor ve zaman alıcıdır (Blue ve ark., 2003; Denry ve Kelly, 2008).

3Y-TZP materyali, kron ve üç-dört üyeden oluşan köprü restorasyonlarının üretiminde kullanılabilir. Ancak kanatlı köprü restorasyonlarında, yetersiz interokluzal aralık, brüksizm vb. parafonksiyonel alışkanlıklar ve derin kapanış varlığında kullanımı uygun değildir (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Son zamanlarda monolitik zirkonya, veneerlenen zirkonya restorasyonlarında sıklıkla karşılaşılan porselen atması (chipping) probleminin önüne geçmek ve çığneme yüklerinin yoğun olduğu posterior bölge restorasyonlarında kullanılmak üzere tanıtılmıştır (Holt ve Boksman, 2012). Yüksek mekanik özellikleri, minimal diş preparasyonu gerektirmesi, karşıt dişte daha az abrazyona neden olması ve tatmin edici estetik özellikleri sayesinde ön plana çıkmıştır (Zhang ve ark., 2013).

Monolitik zirkonyanın opak ve translusent olarak 2 farklı formu bulunur. Zirkonyaya stabilizatör olarak %2-3 mol yttria ( $Y_2O_3$ ) ilavesiyle elde edilen opak zirkonya, daha yüksek büzülme direnci nedeniyle genellikle posterior dişlerin restorasyonunda tercih edilir. Translusent zirkonya ise, yüksek ışık geçirgenliği sebebiyle özellikle estetik bölge restorasyonlarında kullanılmaktadır (Kelly ve Denry, 2008; Bona ve ark., 2015). Standart zirkonya bloklarının yapısında, materyalin direncini artıran fakat optik özelliklerini olumsuz etkileyen organik bağlayıcı ajanlar

vardır. Transludent zirkonya blokların yapısında bulunan atomlar ise, organik bağlayıcı olmaksızın birbiri içerisine geçmektedir. Nanopartiküllü yapısı dolayısıyla porözite içermemesi ve alümina içeriğinin %0,01'e kadar düşürülmesi, ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır. Ayrıca renklendirilebilmeleri, estetik özelliklerini artırmaktadır (Bona ve ark., 2015; Church ve ark., 2016).

Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı 1000-1500 MPa'dır (Griffin Jr, 2013). Üstün fiziksel özelliklerinden dolayı interokluzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda restorasyon kalınlığı 0.3-0.5 mm'ye kadar azaltılarak kullanılabilir (Çömlekoğlu, 2018). Ayrıca endokron, inley ve onley, implant üstü kron, implant abutmenti, post-core, uzun gövdeli ve full ark köprü restorasyonlarında kullanımı endikedir (Zhang ve ark., 2013). BruxZir (Glidewell Laboratories, Newport Beach, CA, ABD), İnCoris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya), Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Diazir (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, ABD), Everest HPC (Kavo, Biberach, Almanya), ZirBlank (Acucera Inc, Pusan, Güney Kore), Prettau (Zirkonzahn GmbH, South Tyrol, İtalya) ve Katana (Kuraray, Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) günümüzde kullanılan monolitik zirkonya sistemlerine örnektir (Durkan ve Deste, 2018).

#### **2.2.4.1.3. Rezin Matriks Seramikler**

Rezin matriks seramikler; porselen/seramik terimini, porselenleri, camları, seramikleri ve cam seramikleri içerebilen, ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren preslenmiş, pişirilmiş, cilalanmış veya öğütülmüş malzemeler olarak tanımlayan Amerikan Diş Hekimleri Birliği ve Diş Hekimliği Prosedür ve İsimlendirme Kanunu'nun 2013 versiyonuna göre seramik olarak sınıflandırılmıştır. Rezin esaslı seramikler ve hibrit seramikler olarak 2 alt guba ayrılır (Awada ve Nathanson, 2015; Rohr ve ark., 2015).

##### **2.2.4.1.3.1. Rezin Bazlı Seramikler**

Nanoseramik partikülleri ile güçlendirilmiş polimerik bir matriksten oluşan CAD/CAM materyalleridir (Awad ve ark., 2015). Bu materyaller, seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini bir arada bulundurur. Yüksek sıcaklık ve basınç altında endüstriyel olarak üretildiklerinden, doğrudan polimerize edilen kompozit

rezinlere kıyasla restorasyonun kalitesini artırır (Ruse ve Sadoun, 2014; Mainjot ve ark., 2016; Yin ve ark., 2019).

‘Rezin nanoseramik’ olarak tanımlanan Lava Ultimate, yüksek oranda polimerize edilmiş rezin matrikse gömülü silika nanopartikülleri (20 nm), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm) ve silika-zirkonya nanokümelerinden meydana gelen bir CAD/CAM malzemesidir. Ağırlıkça %80’ini nanoseramik partikülleri oluşturur (Fasbinder, 2018). Zirkonya ve cam bazlı seramiklerle karşılaştırıldığında Lava Ultimate, daha düşük kırılgenliğe ve yüzey sertliğine sahiptir, bu da antagonist dişin daha az aşınmasını sağlar ve seramiklerde sık karşılaşılan ve ‘chipping’ olarak adlandırılan porselen atması problemini en aza indirir (Mörmann ve ark., 2013; Lawson ve ark., 2016; Chavali ve ark., 2017). Dentine benzer bükülme modülüne, mine ile karşılaştırılabilir aşınma özelliklerine ve cam seramiklere kıyasla daha yüksek bükülme direncine sahiptir (Lauvahutanon ve ark., 2014; Capa ve ark., 2019). Frezeleme işlemi sonrası ilave fırınlama gerektirmez, kolayca uyumlanıp cilalanabilir. Ayrıca ilave ve tamir işlemleri kompozitlerle kolayca yapılabilir. İnleyleyler, onleyleyler ve veneerler için kullanılabilirken, bağlanma sorunları nedeniyle tam kronlar için endike değildir (Shetty ve ark., 2015; Mainjot ve ark., 2016).

Ağırlıkça %71 oranında doldurucu partikül içeren Cerasmart, üretici firma tarafından ‘esnek nanoseramik’ olarak tanımlanmıştır. Bir polimerik matrikse gömülü nispeten küçük ve düzgün dağılmış alümina-baryum-silikat parçacıklarından oluşur. Tamamen homojen ve eşit olarak dağıtılmış nanoseramik ağı sayesinde eşsiz fiziksel özellikler ve kuvvet dağılımı sağlar. Sahip olduğu yüksek esneklik özelliği, simantasyon sonrası restorasyona oldukça iyi marjinal uyum ve yüksek dayanıklılık sağlar. Hızlı freze edilebilmesi, fırınlama gerektirmemesi, rahatlıkla cilalanabilmesi, tamir ve ilave işlemlerinin ağız içinde kolayca yapılabilmesi materyalin avantajlarından. Cerasmart; veneer, inley, onley, kron ve implant üstü tek kron restorasyonların üretiminde kullanılabilir, minimal invaziv restorasyonlar için minimum diş preparasyonuna olanak tanır (GC Cerasmart Product Description. Erişim: 1 Eylül 2014; <http://www.gcamerica.com>).



Şekil 2.7. Rezin bazlı CAD/CAM materyalleri

#### 2.2.4.1.3.2. Hibrit Seramikler

Hibrit seramikler; seramiklerin dayanıklılık, biyouyumluluk ve renk kararlılığı gibi avantajlı özelliklerini kompozit rezinlerin yüksek eğilme mukavemeti ve düşük aşındırıcılık gibi özellikleriyle birleştirmek üzere geliştirilen yeni CAD/CAM materyalleridir (Schlichting ve ark., 2011; Coldea ve ark., 2013).

Vita Enamic, çift ağ yapısına sahip ilk dental hibrit materyaldir. Tamamen birbiri içerisine geçmiş seramik (ağırlıkça %86) ve polimer (ağırlıkça %14) ağından meydana gelir. Feldspatik orijinli lōsit esaslı bir ana faz ve küçük bir faz olan zirkonya, seramik ağ yapısını oluşturur. Materyalin üretimi iki adımda gerçekleştirilir. İlk olarak önceden sinterlenmiş seramik, bir bağlayıcı ajan ile şartlandırılır. İkinci adımda, bu poröz seramik ağa kapiller hareketle polimer (UDMA, TEGDMA) infiltre edilerek polimerizasyon işlemi gerçekleştirilir. Böylece polimer ağ yapısı elde edilir. Feldspatik seramiğin ve akrilat polimer ağının ince yapısı nedeniyle bu materyal; dentine yakın elastisite, yüksek bükülme dayanıklılığı (160 MPa) ve mineye benzer aşınma özellikleri gösterir. Geleneksel seramiklere kıyasla düşük kırılma ve kompozit rezinlere göre daha iyi aşınma özelliklerine sahiptir. Fazların iç içe geçmesi malzemede çatlak yayılımını önler. Yüksek elastisitesi ve dayanıklılığı sayesinde, diş dokusunun korunduğu minimal invaziv restorasyonların hazırlanmasına olanak sağlar. CAD/CAM ile kullanılmak üzere translusent (T) ve yüksek translusent (HT) olarak 2 farklı ışık geçirgenliğine ve 5 farklı renk seçeneğine sahip hibrit bloklar mevcuttur. Veneer, inley onley, kron restorasyonları ve hibrit abutmentlerin üretiminde kullanılabilen bu blokların, köprü restorasyonlarında ve parafonksiyon varlığında kullanımı endike değildir (Coldea ve ark., 2013; Della Bona ve ark., 2014; Vita Enamic Product Information. Erişim: 1 Mart 2015. <https://www.vita-zahnfabrik.com>).



Şekil 2.8. Vita Enamic CAD/CAM blokları

#### 2.2.4.2. PMMA Bazlı Materyaller

CAD/CAM materyallerindeki ilerlemelerle birlikte, son yıllarda üreticiler tarafından geçici protezler için alternatif bir materyal olarak PMMA (polimetilmetakrilat) bazlı polimerler piyasaya sunulmuştur (Alt ve ark., 2011; Stawarczyk ve ark., 2012; Güth, 2016).

PMMA bazlı materyaller, endüstriyel olarak önceden polimerize edilir. Geleneksel olarak polimerize edilen geçici rezinlere göre avantajlar sunan yüksek çapraz bağlı bir yapısı vardır. Bu materyaller monomer ve kimyasal bileşimlerine bağlı olarak farklı mekanik özelliklere sahiptir. Yapısal özellikleri sayesinde geleneksel rezinlerin porözite, hava kabarcığı ve polimerizasyon büzülmesine bağlı düşük mekanik stabilite gibi eksikliklerinin üstesinden gelir. Ayrıca artık monomer salınımını azaltır, renk stabilitesini ve optik özellikleri iyileştirir ve kolay işleme prosedürü ile geçici protezlerin üretimini basitleştirir. Geçici protezler, CAD/CAM PMMA bazlı materyaller kullanılarak daha kısa sürede, daha iyi hasta konforu ile üretilebilir, geleneksel ölçü ve üretim prosedürlerini ortadan kaldırır.

PMMA bazlı materyaller, uzun süreli geçici restorasyonlar için kullanılır. Ayrıca, üretilen geçici protezin konturu final proteze aktarılabilir. Bu nedenle, bu materyaller özellikle oklüzal dikey boyut değişikliklerinin rekonstrüksiyonu, implant rekonstrüksiyonları, maksillofasial prosedürler ve temporomandibular eklem disfonksiyon tedavilerini içeren karmaşık vakalar için kullanılabilir. Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), VITA CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) günümüzde kullanılan PMMA bazlı CAD/CAM materyallere örnektir (Alp ve ark., 2018b).



Şekil 2.9. PMMA bazlı CAD/CAM blokları

### 2.2.4.3. Kompozit Reziner

Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere tanıtılan ilk rezin kompozit bloktur (Ruse ve Sadoun, 2014). Bu materyal; trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) polimer matrikse ve bir başlatıcı sisteme gömülü 0.6 nm boyutunda zirkonya-silika seramik parçacıklarından meydana gelir (Gracis ve ark., 2015; Lawson ve ark., 2016; Mainjot ve ark., 2016). Radyopak doldurucu partiküller, malzemeye dayanıklılık ve aşınma direnci kazandırır.

Minimal diş preparasyonuna izin vermesi, bitim ve parlatma işlemlerinin kolayca yapılabilmesi, ağız içinde rahatlıkla uyumlanabilmesi, karşıt dişlerde daha az aşınma meydana getirmesi ve daha kolay renk karakterizasyonu bu materyalin avantajlarından. Paradigm MZ100 blokların eğilme dayanıklılığı 150 MPa'dır. Veneer, kron, inley ve onley restorasyonlarının üretimi için uygundur (Shetty ve ark., 2015).

### 2.3. Diş Hekimliğinde Silanlar

Silanlar, farklı yapısal özelliklere sahip organik ve inorganik malzemeler arasındaki bağlantıyı artırmak üzere uygulanan ve yüzeyi kimyasal olarak hazırlayan materyallerdir (Thompson ve ark., 2011). İçerik ve fonksiyonları bakımından bağlantı ajanı ya da primer olarak isimlendirilebilirler (Matinlinna ve ark., 2004).

Silanlar, kompozit rezin simanların silika bazlı ya da silika ile kaplanmış restoratif materyallere olan adezyonun güçlendirilmesinde oldukça etkilidir (Lung ve Matinlinna, 2012). Silan ajanları yüzey gerilimini azaltarak, materyalin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini artırır. Bu sayede düşük viskoziteye sahip

kompozit rezin simanın yüzeyde kolaylıkla yayılmasını ve mikromekanik tutuculuğun artmasını sağlarlar (Thompson ve ark., 2011; Tzanakakis ve ark., 2016).

Bifonksiyonel bir monomer olan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS), seramik-rezin adezyonunda sıklıkla kullanılan bir silan monomeridir. MPS, kompozit ve adeziv rezinlerle reaksiyona giren bir metakrilat grubu ve alümina ya da silika ile siloksan bağı kurabilen bir silanol grubundan meydana gelir (Loomans ve Özcan, 2016).

Silan primeri; bir silan ajanı, yüksek miktarda çözücü ve siloksan bağı güçlendiren zayıf bir asitten meydana gelir (Manso ve ark., 2011). Silan primerleri; tek şişe unhidrolize silan primeri, tek şişe prehidrolize silan primeri ve 2 ya da 3 şişe silan primerleri olarak 3 gruba ayrılır (Eliades ve ark., 2005). Silan ajanının aktive olması için zayıf bir asitle hidrolize edilmesi gerekir. Bu amaç için genellikle 10-MDP monomeri kullanılmaktadır. 10-MDP kimyasal etkileşim potansiyelini artıran bir monomerdir. Önceden hidrolize edilen (prehidrolize) silan primerlerinde inaktif siloksan polimerlerinin artması sebebiyle, bu primerlerin raf ömrü daha kısadır ve etkinliği zaman içinde azalmaktadır. MDP gibi asidik bir monomer varlığında, silan ajanının daha hızlı hidrolize edileceği bildirilmiştir. Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake; Tokyo, Japonya) ve Monobond Plus (MB+, Ivoclar Vivadent; Schaan, Lihtenştayn) MDP içeren silan primerlerine örnektir (Cardenas ve ark., 2017).

İki şişe silan sistemleri, prehidrolize silan primerlerine alternatif olarak, ilk reaktiviteyi artırmak ve raf ömrünü uzatmak üzere geliştirilmiştir. Bir şişede sulu asetik asit çözeltisi, diğer şişede ise etanol içerisinde çözülmüş unhidrolize silan ajanı bulunur. İki solüsyon kullanımdan önce karıştırılarak silan hidrolize edilmelidir (Manso ve ark., 2011; Loomans ve Özcan, 2016; Matinlinna ve ark., 2018).

Başarılı bir adezyon için silan ajanı, ince bir tabaka halinde uygulanmalıdır. Silan tabakasının ideal kalınlığı 10-50 nm'dir. Tekrarlayan uygulamalar sonucu artan kalınlığın, koheziv yıkıma sebep olarak bağlantıyı olumsuz yönde etkileyeceği bildirilmiştir (Tian ve ark., 2014).

Diş hekimliğinde silanlar genellikle; seramik restorasyonların adeziv simantasyonunda, cam doldurucu rezin simanlarda, seramik kırıklarının rezin

kompozitlerle tamirinde ve silika ile kaplanmış metal ve metal alaşımlarının rezin simanlarla bağlantısı için kullanılmaktadır (Lung ve Matinlinna, 2012).

#### **2.4. Adeziv Sistemler ve Universal Adezivler**

Adezyon; farklı iki yüzeyin bir adeziv vasıtasıyla, kimyasal ya da fiziksel bağlanma ile birbirine tutunmasıdır (Vaidyanathan ve Vaidyanathan, 2009). Adezyonu meydana getiren materyaller ‘adeziv’ olarak adlandırılmaktadır (Dayangac, 2011). Adeziv sistemler diş hekimliğinde, restoratif materyallerin diş sert dokularına ya da diğer dental materyallere adezyonunu sağlamak amacıyla kullanılmaktadırlar.

Adezivler, bağlanma etkinliği ve uygulama tekniği bakımından günümüze kadar kademeli olarak gelişme göstermiştir (Hanabusa ve ark., 2012). Kronolojik gelişimlerine göre adezivlerin 7 jenerasyonu tanıtılmıştır. 3 aşamadan oluşan 4. jenerasyon etch and rinse sistemler, klasik ya da altın standart olarak gösterilmiştir. Daha sonra tanıtılan jenerasyonlarda, tek adımdan oluşan 7. jenerasyona kadar adezivlerinin kullanımlarının kolaylaştırılması amaçlanmıştır (Uslu, 2020).

Adeziv sistemler smear tabakaya olan etkisi ve uygulama tekniği açısından etch and rinse, self etch ve cam iyonomer adeziv sistemler olmak üzere 3 başlık altında gruplandırılmıştır. Etch and rinse adezivler klinik uygulama basamaklarına göre 2 ya da 3 aşamalı olarak ayrılmıştır. Benzer şekilde self etch adezivler de (all-in-one) tek ve 2 aşamalı olarak ayrılmıştır (Hilton ve ark., 2013).

Güncel adeziv sistemlerde karşılaşılan esas problemlerden biri, adezivlerin mine ve dentin gibi farklı yapıdaki diş sert dokularına ve çeşitli dental materyallere aynı düzeyde bağlanamamasıdır (Unemori ve ark., 2004). Bu sebeple son dönemlerde ‘multimode’ ya da ‘universal’ olarak isimlendirilen yeni adeziv sistemler tanıtılmıştır (Hilton ve ark., 2013). Universal adezivler tek aşamalı self-etch sistemler olarak geliştirilmiştir, fakat etch and rinse ve selektif-etch olarak da uygulanabilmeleri bu adezivlere “multi-mode” özelliği kazandırmaktadır. Diş yüzeyi, metal, zirkonya, seramik, self-cure, light-cure ve dual-cure sertleşen rezin kompozitler gibi farklı yapılara bağlanabilen bu yeni adezivler, bu özellikleri dolayısıyla “universal” olarak nitelendirilmektedir (Tunaç ve Can, 2020).

Universal adezivler, tek aşamalı self-etch adezivlere fonksiyonel monomerlerin ilave edilmesi ile elde edilmiştir. 10-MDP, 2-fenil hidrojenfosfat (Phenyl-P), metakriloloksidodesilpridinium bromid (MDPB), 4-metakriloloksietil trimellitat anhidrat (4-META), 4-metakriloloksietil trimellitik asit (4-MET) bu monomerlerden bazılarıdır (Yoshida ve ark., 2012).

10-MDP, universal adezivlerde ilk kullanılan fonksiyonel monomerdir ve önceki jenerasyon adeziv sistemlerin içeriğinde bulunmaz. MDP, universal adezivlerin her asitleme türü için kullanılabilmesini sağlar. Kimyasal bağlanmayı ve demineralizasyonu destekler. Hidrofobik vinil grubu ile rezin simanlara; hidrofilik fosfat grubu ile de diş dokularına, metaller ve zirkonyaya bağlanabilmektedir. (Salz ve ark., 2006; Yoshida ve ark., 2012). Fonksiyonel monomere ek olarak bazı universal adezivler, cam bakımından zengin seramiklerin kimyasal bağlantısına yardımcı olduğu iddia edilen bir silan bağlantı maddesi de içerirler (Erişim: 22 Eylül 2016, <http://www.3m.com/3M/enUS/Dental/Products/Catalog/>).

All Bond Universal (Bisco, ABD), Single Bond Universal (3M ESPE, ABD), Adhese Universal (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn), Optibond XTR Universal (Kerr, ABD) günümüzde kullanılan universal adezivlere örnektir (Uslu, 2020).

## **2.5. Dental Yapıştırma Simanları**

Dental simanlar, restorasyon ile diş dokusu arasındaki boşluğu dolduran ve restoratif materyallerin dişe tutunmasını sağlayan materyallerdir (Blatz ve ark., 2013). Sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılacak simanın doğru seçilmesi, restorasyonun uzun dönem başarısında rol oynayan esas faktörlerden biridir (Hill ve Lott, 2011; Ra'fat ve ark., 2018).

İdeal bir simantasyon ajanı; diş ve dokulara uyumlu olmalı, ağız sıvılarında düşük çözünürlük, düşük maliyet, yeterli çalışma süresi, minimum mikrosızıntı, akışkanlık, yüzeylere yapışma, sıkıştırma kuvveti, estetik, artık simanı uzaklaştırma kolaylığı gibi temel mekanik, biyolojik ve tedavi ihtiyaçlarını karşılamalıdır (Lad ve ark., 2014).

Dental simanların sınıflamasına ilişkin literatürde çok farklı görüşler mevcuttur. Donovan ve arkadaşları simanları iki başlık altında gruplandırmıştır (Donovan ve Cho, 1999):

1) Geleneksel simantasyon

- i. Çinko fosfat siman
- ii. Polikarboksilat siman
- iii. Cam iyonomer siman

2) Adeziv simantasyon

- i. Rezin siman
- ii. Rezin-modifiye cam iyonomer siman

1970'li yılların ortalarında piyasaya sürülen rezin simanlar, sertleşme reaksiyonu polimerizasyon esaslı simanlardır. Asit baz reaksiyonu ile sertleşen simanlara alternatif olarak geliştirilmiştir (Pameijer, 2012).

Rezin simanlar, kompozit rezinlerin daha az doldurucu içeren veya doldurucu içermeyen düşük viskoziteli varyasyonlarıdır. Günümüzde kullanılan rezin simanlar bis-GMA veya üretan dimetakrilattan (UDMA) oluşan rezin matriksten ve ince bir film tabakası oluşturmak için doldurucu olarak ince inorganik partiküllerden oluşur (Ladha ve Verma, 2010; Simon ve Darnell, 2012; Sita Ramaraju ve ark., 2014).

Adeziv rezin simanlar; hem diş dokusuna hem de resyorasyonun iç yüzeyine bağlanarak, diş ve restorasyon arasında bir bütünlük oluştururlar. Üstün mekanik ve estetik özellikleri, yüksek sıkıştırma ve makaslama dirençleri, ağız sıvılarında düşük çözünürlük, porselen, mine ve dentin gibi farklı yapıya sahip maddelere yüksek bağlanabilme kapasitesi gibi özellikleri sebebiyle hekimler tarafından tüm sabit protetik restorasyonların simantasyonu için en sık tercih edilen siman grubudur (Lad ve ark., 2014; Sita Ramaraju ve ark., 2014).

Rezin simanlar matriks oluşum (polimerizasyon) mekanizmasına göre 3 gruba ayrılırlar (Ladha ve Verma, 2010; Yu ve ark., 2014):

- I. Kendi kendine polimerize olan (self-cure): 'Baz' ve 'katalizör' olmak üzere iki pat halinde veya toz-likit formunda üretilmişlerdir. Kimyasal polimerizasyon

reaksiyonu, polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit ve hızlandırıcı rolündeki tersiyer aminin reaksiyonu sonucu oluşan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Bu simanların içeriğinde bulunan aminlerin ağız ortamında uğradığı kimyasal değişim nedeniyle amin renklenmesi meydana gelir ve renk stabiliteyi iyi değildir. Endikasyonları; endodontik postlar, zayıf tutuculuğa sahip metal destekli restorasyonlar, ışık cihazının ulaşamayacağı opak ya da kalın tam seramik ve kompozit restorasyonlardır (Blatz ve ark., 2003; Vrochari ve ark., 2009; Silva ve ark., 2010).

- II. Işıkla polimerize olan (light-cure): Tek pat halinde bulunurlar. Monomerler direkt plazma ark, lazer, halojen, ya da LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilirler. Luserin ya da kamforokinon gibi ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı ajanların yapısının bozulması ve serbest radikaller meydana gelmesi sonucu polimerizasyon reaksiyonu başlar (Hofmann ve ark., 2001; Türk ve ark., 2014). Tersiyer amin içermediğinden renk stabiliteyi daha uzun süre devam eder. Farklı kıvam ve renk seçenekleri mevcuttur, hekime yeterli çalışma süresi sunar. Restorasyon kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilememesi bu simanların dezavantajıdır. Bu yüzden, ışık kaynağının rahatça ulaşabileceği translusent ve 1.5 mm'den ince cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonu için kullanımı uygundur (Peumans ve ark., 2000; Carville ve Quinn, 2008).
- III. Çift aşamalı polimerize olan (dual-cure): Restorasyon materyalinin kalın ya da opak olması nedeniyle ışık geçişine izin vermeyeceği durumlarda kullanılırlar. Işık kaynağı ile tam olarak gerçekleştirilemeyen polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanır. Baz kısmında ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizör kısmında ise peroksit/amin vardır. Baz kısmı ışıkla polimerize edilerek tek başına ya da katalizörle karıştırılarak kullanılabilir. Polimerizasyon işlemi LED, lazer gibi görünür ışık kaynakları ile gerçekleştirilir. Işıkla polimerizasyon sonrası, kimyasal sertleşme işlemi yavaş bir şekilde devam eder ve maksimum 24 saatte tamamlanır (Öztürk ve Uludağ, 2002; Cavalcante ve ark., 2003; Kılinc ve ark., 2011).

## 2.6. Bağlanma Dayanımı Testleri

Bağlanma dayanımı testleri, adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Ekipman gerekliliği az ve nispeten uygulanması kolay testlerdir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Bu test yöntemleri; başarısızlık geręekleşinceye kadar bağlantı bölgesine sürekli kuvvet uygulanması prensibine dayanır. İn vitro koşullarda bağlayıcı ajanların ve materyallerin bağlanma performanslarını belirlemek için en çok makaslama, mikro-makaslama, çekme ve mikro-çekme test yöntemleri kullanılmaktadır (Cardoso ve ark., 1998).

### 2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma direncinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan testlerden biridir. Kolay örnek hazırlama ve basit test protokolü makaslama testinin avantajlarındanır. Ancak, bağlantı ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımı nedeniyle genellikle koheziv kırıklar görülür (Meerbeek ve ark., 2010; Galhano ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Bu test yönteminde, birbirine bağlanmış iki materyalin ara yüzeyine paralel yönde bir kuvvet uygulanır ve ayrılmanın meydana geldiği andaki kuvvet değeri cihaz tarafından kaydedilir. Bağ mukavemeti değeri, maksimum kırılma kuvvetinin bağlantı yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır (Al-Dohan ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2006; Meerbeek ve ark., 2010).

Makaslama testinde elde edilen sonuçlar, yükleme hızından etkilenmektedir (Oshida ve Miyazaki, 1996; Hara ve ark., 2001). ISO, makaslama testinde uygulanan yükleme hızının 0,45-1,05 mm/dk olması gerektiğini belirtmiştir (ISO, 2003). Hara ve ark. (2001), makaslama testinde ideal yükleme hızının 0,50-0,75 mm/dk olduğunu, bu değerlerin üstündeki yükleme hızlarında koheziv başarısızlık ihtimalinin arttığını bildirmiştir.

Bağlanma dayanımı değerini etkileyen parametrelerden bir diğeri, kuvvetin uygulandığı kırıcı ucun konumudur. Bağlantı yüzeyi ile kırıcı uç arasındaki mesafe arttıkça, oluşan dönme momenti sebebiyle ara yüzde çekme stresleri oluşmakta ve bu durum bağlantıyı olumsuz etkileyebilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

### **2.6.2. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Bağlantı yüzey alanının 1 mm<sup>2</sup> veya daha küçük olarak hazırlandığı test yöntemidir. Örneklerin yüzey alanı azaltılarak, geleneksel makaslama testinde karşılaşılan dağınık streslerin azaltılması amaçlanmıştır (Braga ve ark., 2010; Scherrer ve ark., 2010). Ancak makaslama testine kıyasla örnek hazırlamanın zor ve zaman alıcı olması bu test protokolünün dezavantajlarından (Valandro ve ark., 2008).

### **2.6.3. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi**

Çekme testi, bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde daha az sıklıkla kullanılan bir test metodudur. Genellikle rezin simanın, seramik ve metal gibi sert materyallere bağlanma direncini tespit etmek için kullanılır (Abreu ve ark., 2009; Kern ve ark., 2009). Stres dağılımı makaslama testine kıyasla daha homojen olduğundan, bağlantının kopmasını başlatan stres seviyesinin daha doğru tahmin edilmesini sağlar (Braga ve ark., 2010). Çekme testinde yük, test örneğinin her iki tarafına da uygulanır (Libeck ve ark., 2017). Bu test metodunda, bağlanma yüzeyinin yükleme eksenine dik olarak hazırlanması çok önemlidir. Aksi takdirde, eğilme stresleri meydana gelecektir (El Mourad, 2018).

### **2.6.4. Mikro-çekme Bağlanma Dayanımı Testi**

1994 yılında Sano ve ark (1994) tarafından geliştirilen, 1 mm<sup>2</sup> veya daha az yüzey alanının kullanıldığı test metodudur. Bu testin en önemli avantajı, makro test yöntemlerine kıyasla ara yüzde daha iyi stres dağılımı göstermesi ve bölgesel bağlanma dayanımı farklılıklarının değerlendirilebilmesidir (Cho ve Dickens, 2004; Meerbeek ve ark., 2010; Heintze, 2013). Özel ekipman ihtiyacı, örnek hazırlamanın zor ve zahmetli olması, teknik hassasiyet gereksinimi ve 5 MPa'dan düşük bağ kuvvetlerinin ölçümündeki zorluklar bu test tekniğinin dezavantajlarından (Sadek ve ark., 2005).

## **2.7. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri**

Restoratif materyaller ağız ortamında okluzal kuvvetler, nem ve sıcaklık değişimleri gibi çeşitli faktörlere maruz kalırlar. Materyallerin klinik ömrünü tahmin

etmek ve maruz kaldıkları mekanik ve yapısal bozulmaları değerlendirmek için in vitro yaşlandırma prosedürleri uygulanmaktadır (Cavalcanti ve ark., 2007; Morresi ve ark., 2014). İn vitro deneylerle yaşlandırma işlemi, ağız ortamının materyallerde oluşturduğu değişiklikleri laboratuvar koşullarında taklit etmeyi amaçlar. Yaşlandırma, termal ve mekanik yöntemlerle ya da bu yöntemlerin kombinasyonu şeklinde uygulanabilir (Drummond, 2008; Mair ve Padipatvuthikul, 2010; Morresi ve ark., 2014).

### **2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma**

Suda bekletme ile yaşlandırma, en sık kullanılan yaşlandırma metodudur. Bu metotta örnekler 37 °C distile su içerisinde belirli bir süre bekletilmektedir (Hashimoto ve ark., 2002; Mair ve Padipatvuthikul, 2010). Mair ve ark. (2010), en yaygın saklama şeklinin, 1 gün ile 3 ay arasındaki çeşitli zaman aralıklarında, oda sıcaklığı ya da simüle edilmiş ağız sıcaklıklarında olduğunu bildirmiştir.

### **2.7.2. Termal Siklus**

Ağız boşluğunun sıcaklığı normalde 35-37 °C olmasına rağmen, bu değerler yiyecek ve içeceklere bağlı olarak 0-65 °C arasında değişiklik göstermektedir. (Kawano ve ark., 2001; Meriç ve Ruyter, 2008). Dental restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları değişikliklerin in vitro olarak taklit edilmesinde en sık tercih edilen yöntemlerden birisi termal siklus uygulamasıdır (Abdalla ve ark., 2007; do Amaral ve ark., 2008). Termal siklus uygulaması, diş dokusu ve rezinin bağlantı yüzeyinde döngüsel büzülme ve genleşme stresleri meydana getirir. Ayrıca sıcak su, yetersiz polimerize olan rezin monomerlerin ortaya çıkmasını sağlar (de Goes ve ark., 2014).

Termal döngü ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre, sıcaklığı 5-55 °C olan su banyolarına örneklerin 500 kez daldırılması ile uygulanır (Erdilek ve ark., 2009; Daneshkazemi ve ark., 2013). Ancak bağlantı etkinliğinin değerlendirilmesinde bu devir sayısı yetersiz kalmaktadır. Yapılan çalışmalar 5000 devir sayısının ortalama 6 aya, 10000 devir sayısının ise 1 yıla tekabül ettiğini bildirmiştir (De Munck ve ark., 2013; Subaşı ve Alp, 2017).

### **2.7.3. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma**

Mekanik siklus ile yaşlandırma metodu; ağız ortamında çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu etkileri simüle etmek için, örneklere belirli bir döngü içerisinde statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanması prensibine dayanmaktadır (Aggarwal ve ark., 2008; Montagner ve ark., 2017).

### **2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi**

SEM analizi, diş hekimliğinde dental materyallerin mikroyapısal değerlendirilmesinde kullanılan tekniklerden biridir (Saleh ve ark., 2003). Bu teknik, örnek yüzeyinin bir elektron demeti ile taranması esasına dayanır. Kaynaktan yayılan elektronlar iletken bir yüzey ile etkileşime girerek, ikincil elektronları meydana getirir. İkincil elektronların özel dedektörler tarafından algılanmasıyla oluşan görüntüler, taranan yüzeyin bileşimi, yapısı ve topografisi hakkında bilgi sağlar. Görüntünün parlaklığı, dedektörler tarafından algılanan elektron sayısı ile doğru orantılıdır. Algılanan elektron sayısı azaldıkça, daha karanlık görüntüler meydana gelmektedir (Bona ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005).

Taramalı elektron mikroskopları, bir örneği yoğun detay ve yüksek kaliteli çözünürlük ile 20-130.00 kat büyütebilme yeteneğine sahiptir (Fischer ve ark., 2012; Nguyen ve Harbison, 2017). SEM analizinde, seramik gibi iletken olmayan yüzeylerin görüntü kalitesini iyileştirmek için, analiz öncesinde yüzeylerin altın-palladyum tozları ile kaplanması gerekmektedir (Bona ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005).

### **Amaç ve Hipotez**

Bu tez çalışmasının amacı, universal adezivin tek başına veya MDP içeren ve MDP içermeyen silan ajanları ile birlikte kullanımının, CAM/CAM materyallerinin rezin simanla makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın geçersiz hipotezleri (H0): (1) silanın universal adezivden önce ayrı bir aşama olarak uygulanmasının, silan içeren universal adezivlere kıyasla bağlanma dayanımını geliştirmeyeceği ve (2) MDP içeren bir silan ajanının, MDP içermeyen silan ajanına kıyasla bağlanma dayanımını geliştirmeyeceğidir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; universal adeziv ile beraber kullanılan silan ajanlarının, 5 farklı CAD/CAM materyalinin rezin simanla bağlantısına etkisi, makaslama test yöntemi kullanılarak in vitro olarak incelendi.

Çalışmamızın laboratuvar aşamaları, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Ordu Üniversitesi Merkezi Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firma bilgileri ve kimyasal içerikleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1** Çalışmada kullanılan materyaller

<i>Materyal</i>	<i>Marka Adı</i>	<i>Üretici Firma</i>	<i>Kimyasal İçerik</i>
<i>Lityum disilikat seramik</i>	<i>IPS e.max CAD</i>	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	%57-80 SiO <sub>2</sub> , %11-19 Li <sub>2</sub> O, %0-13 K <sub>2</sub> O, %0-11 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , %0-8 ZrO <sub>2</sub> , %0-8 ZnO, %0-5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %0-5 MgO, %0-8 renklendirici oksitler
<i>Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik</i>	<i>Vita Suprinity</i>	Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %15-21 Li <sub>2</sub> O, %1-4 K <sub>2</sub> O, %3-8 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , %1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %8-12 ZrO <sub>2</sub> , %0-4 CeO <sub>2</sub> , %0-6 pigmentler
<i>Feldspatik seramik</i>	<i>Vita Mark II</i>	Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %6-9 Na <sub>2</sub> O, %6-8 K <sub>2</sub> O, %0.3-0.6 CaO, %0-0.1 TiO <sub>2</sub>
<i>Hibrit seramik</i>	<i>Vita Enamic</i>	Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya	Ağırlıkça %86 cam seramik; %58-63 SiO <sub>2</sub> , %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %6-11 Na <sub>2</sub> O, %4-6 K <sub>2</sub> O, %0.5-2 B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , <%1 CaO, <%1 TiO <sub>2</sub> ; %14 Polimer (UDMA ve TEGDMA)
<i>Esnek nanoseramik</i>	<i>GC Cerasmart</i>	GC Corporation, Tokyo, Japonya	Ağırlıkça %71 cam partiküller (SiO <sub>2</sub> ), %29 polimer UDMA, DMA, Bis-MEPP

<i>Silan primer</i>	<b>Monobond S</b>	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn	Silan metakrilat, etanol
<i>Silan primer</i>	<b>Monobond Plus</b>	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn	Silan metakrilat, fosforik asit metakrilat, etanol ve sülfid metakrilat
<i>Silan primer</i>	<b>Clearfil Ceramic Primer</b>	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	MDP, MPS, etanol
<i>Universal adeziv</i>	<b>Single Bond Universal</b>	3M ESPE, St Paul, Minnesota, ABD	MDP fosfat monomer, HEMA, dimetakrilat rezin, Vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar, silan
<i>Adeziv rezin siman</i>	<b>Panavia V5</b>	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	Bis-GMA, TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, başlatıcılar, hızlandırıcılar, silanlı baryum camı doldurucu, silanlı floroalüminosilikat camı doldurucu, koloidal silika, silanlı alüminyum oksit doldurucu, dl komforokinon, pigmentler
<i>Porselen asidi</i>	<b>Bisco</b>	Bisco, Schaumburg, Illinois, ABD	% 9.5 hidroflorik asit

**Tablo 3.2** Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Marka ve Üretici Firma
Hassas kesme cihazı	Microtome, Mecatome T180; Presi SA, Eybens,Fransa
Kesici elmas disk	Dımos, Metkon, Bursa, Türkiye
Ultrasonik temizleme cihazı	Elmasonic S300 H, Elmasonic, Singen, Almanya
Porselen fırını	Programat P310, Ivoclar Vivadent Schaan, Lihtenştayn
LED ışık cihazı	Woodpecker, Woodpecker Med. Instrument, Guilin, Çin
Universal test cihazı	AGS X, Shimadzu, Kyoto, Japonya
Taramalı elektron mikroskobu	SU 1510, Hitachi, ABD

### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

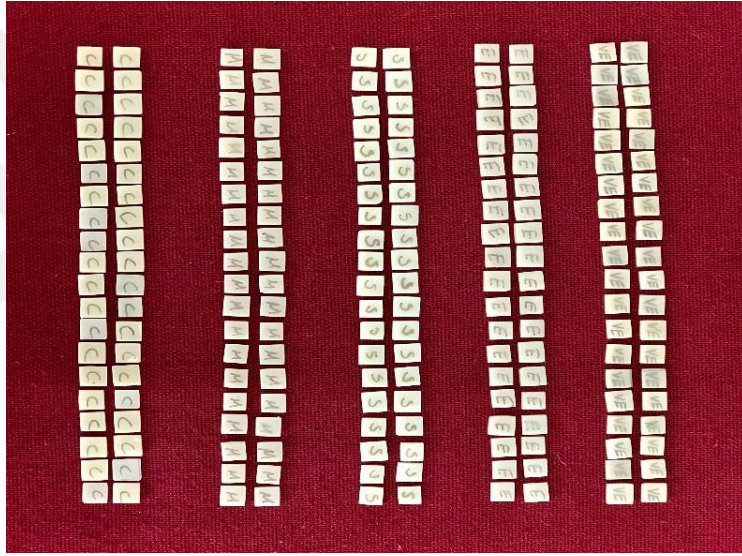
Vita Suprinity, Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita Enamic ve GC Cerasmart bloklardan (12x14x18 mm), hassas kesme cihazında, su soğutması altında, kesici elmas disk kullanılarak 5x5x1,5 mm'lik kesitler alındı. Her bir materyalden 50 adet olmak üzere toplam 250 adet örnek hazırlandı.



**Resim 3.1.** Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar



**Resim 3.2.** Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı (A) ve örneklerin hassas kesim cihazında hazırlanması (B)



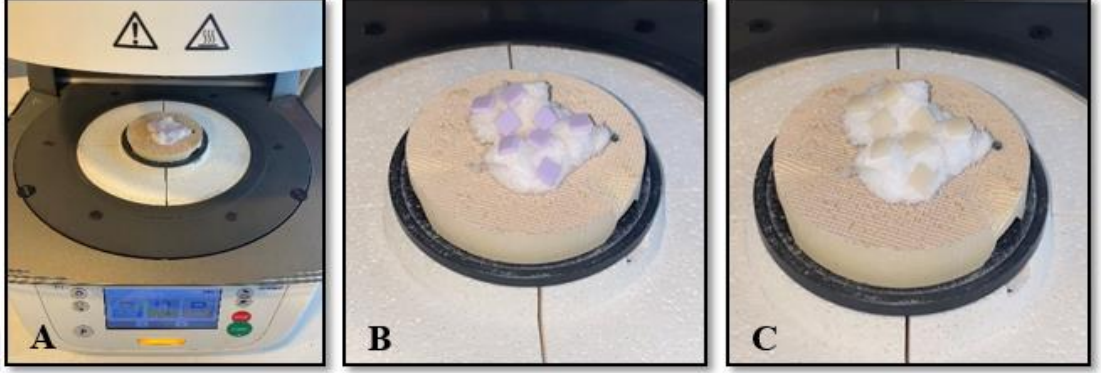
**Resim 3.3.** CAD/CAM bloklardan hazırlanan örnekler



**Resim 3.4.** Örnek boyutlarının dijital mikrometre ile ölçülmesi

### 3.2.1. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin kristalizasyonu

IPS e.max CAD ve Vita Suprinity bloklardan hazırlanan örnekler, üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P310 (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn, Avusturya) fırınında kristalize edildi.



**Resim 3.5.** Örneklerin kristalizasyonunda kullanılan Programat P310 fırını (A), e.max CAD örneklerin (B) kristalizasyon öncesi ve (C) kristalizasyon sonrası görünümü

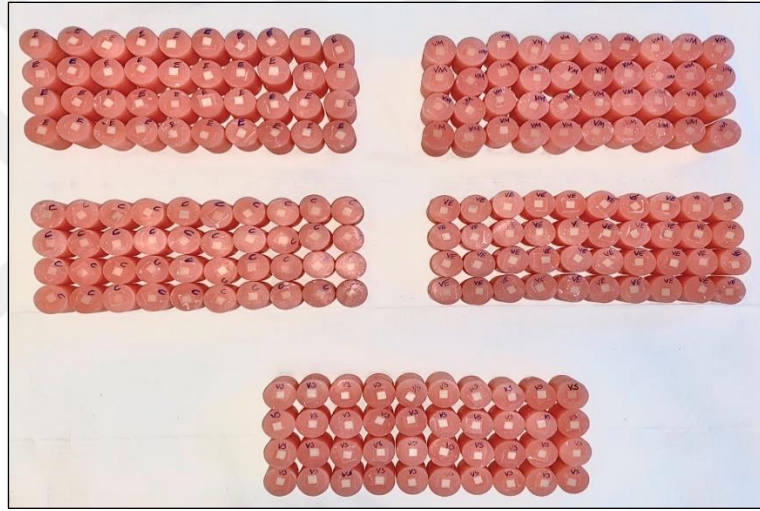
**Tablo 3.3.** IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon prosedürleri

Programat Ivoclar Vivadent (P310)	IPS e.max CAD	Vita Suprinity
Başlangıç sıcaklığı (°C)	403	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk.)	6	4
Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk.)	90	55
Kristalizasyon sıcaklığı	830	840
Bekleme süresi (dk)	7	8
Soğutma sıcaklığı (°C)	710	680

### 3.1.2. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi

Elde edilen örneklere makaslama testinin uygulanabilmesi için, Universal test cihazına uygun olacak şekilde, 30 mm yüksekliğinde ve 20 mm çapında silikon kalıplar hazırlandı. Örneklerin tümü, bir yüzeyi tamamen açıkta kalacak şekilde, silikon kalıplar içerisinde kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezine (Panacryl, İnci Dental, İstanbul, Türkiye) gömüldü.

250 örneğin her biri, standardizasyonun sağlanması ve taşan akril ve seramiğin uzaklaştırılması için sırasıyla 220, 600, 800 ve 1000 grid'lik su zımparası kullanılarak zımparalandı. Daha sonra örnekler, 15 dk boyunca ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi.



**Resim 3.6.** Otopolimerizan akrilik rezine gömülmüş CAD/CAM seramik örnekleri



**Resim 3.7.** Örneklerin temizlendiği ultrasonik temizleme cihazı

### 3.2. Çalışma gruplarının oluşturulması

IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Vita Mark II, GC Cerasmart ve Vita Enamic örnekler, uygulanacak yüzey işlemine göre her grupta 10 örnek olacak şekilde 5 alt gruba ayrıldı.

**Tablo 3.4** Çalışma grupları

<b>Grup 1</b>	HF+Monobond Plus
<b>Grup 2</b>	HF+Single Bond Universal
<b>Grup 3</b>	HF+Monobond S+Single Bond Universal
<b>Grup 4</b>	HF+Monobond Plus+Single Bond Universal
<b>Grup 5</b>	HF+Clearfil Ceramic Primer+Single Bond Universal

#### 3.2.1. Çalışma gruplarına yüzey işlemlerinin uygulanması

Hazırlanan örneklerin yüzeyi izopropil alkol ile temizlendikten sonra yüzey işlemleri uygulandı.

##### 3.2.1.1. Grup 1 için yüzey işlemlerinin uygulanması

Hazırlanan örneklerin bağlantı yüzeylerine %9.5'lük HF asit (Bisco, Schaumburg, Illinois, ABD), üretici firma talimatları doğrultusunda e.max CAD ve Vita Suprinity için 20 s; Vita Mark II, Vita Enamic ve Cerasmart için ise 60 s süreyle uygulandı. Asitleme yapılan örnekler, 60 s boyunca hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Sonrasında örneklerin bağlantı yüzeylerine, bir aplikatör ile ince bir tabaka Monobond Plus uygulandı ve 60 s beklendikten sonra hava akımıyla inceltildi.



**Resim 3.8.** Grup 1 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Monobond Plus uygulaması (B)

### 3.2.1.2. Grup 2 için yüzey işlemlerinin uygulanması

Tüm örnekler Grup 1’de belirtildiği şekilde asitle pürüzlendirildi. Sonrasında örneklerin bağlantı yüzeyine Single Bond Universal adeziv, 20 s boyunca bir aplikatör yardımıyla uygulandı. Üretici firma talimatları doğrultusunda, 5 s boyunca hava ile kurutularak materyalin fazlalığı uzaklaştırıldı ve 10 s boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.



**Resim 3.9.** Grup 2 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Universal adeziv uygulaması (B)

### 3.2.1.3. Grup 3 için yüzey işlemlerinin uygulanması

Tüm örnekler belirtilen şekilde asitle pürüzlendirildikten sonra, ince bir tabaka Monobond S bağlantı yüzeyine uygulandı ve 60 s sonra hava akımıyla inceltildi. Ardından Single Bond Universal adeziv 20 s boyunca yüzeye uygulandı, 5 s boyunca kurutuldu ve 10 s boyunca polimerize edildi.



**Resim 3.10.** Grup 3 için HF asit ile pürüzlendirme (A) ve Monobond S ve ardından universal adeziv uygulaması (B)

### 3.2.1.4. Grup 4 için yüzey işlemlerinin uygulanması

Bu gruptaki tüm örneklere Grup 1’de olduğu gibi, HF asit ve Monobond Plus uygulaması yapıldı. Ardından Single Bond Universal adeziv, bir aplikatör yardımıyla 20 s uygulandı, 5 s hava ile kurutuldu ve 10 s boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.



**Resim 3.11.** Asitle pürüzlendirilen örneklere (A), Monobond Plus ve universal adeziv uygulaması (B)

### 3.2.1.5. Grup 5 için yüzey işlemlerinin uygulanması

Tüm örnekler Grup 1’de olduğu gibi asitle pürüzlendirildikten sonra, Clearfil Ceramic Primer, örneklerin bağlantı yüzeyine 60 s boyunca uygulandı ve 20 s hava ile inceltildi. Sonrasında Single Bond Universal adeziv, bir aplikatör yardımıyla üretici firma talimatları doğrultusunda 20 s boyunca yüzeye uygulandı, 5 s kurutuldu ve 10 s boyunca polimerize edildi.



**Resim 3.12.** Asitle pürüzlendirilen örneklere (A), Clearfil Ceramic Primer ve universal adeziv uygulaması (B)

### 3.2.2. Dual cure rezin simanın örneklere uygulanması

Yüzey işlemleri yapılan örneklere rezin simanın uygulanabilmesi amacıyla, 3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde silikon kalıplar hazırlandı. Silikon kalıp, yüzeyin tam ortasına denk gelecek biçimde konumlandırıldı ve Panavia V5 dual-cure rezin siman kalıp içerisine yerleştirildi. Kalıp üzerine 400 gr sabit yük uygulandı. 5 s sonra yük kaldırılarak, rezin siman LED ışık cihazı ile 40 s boyunca polimerize edildi.



**Resim 3.13.** Panavia V5 dual-cure rezin simanın karıştırılması (A) ve Rezin simanla bağlanmış örnek (B)

Simantasyonu gerçekleştirilen örnekler, 24 saat boyunca 37 °C sıcaklıktaki distile suda bekletildi.

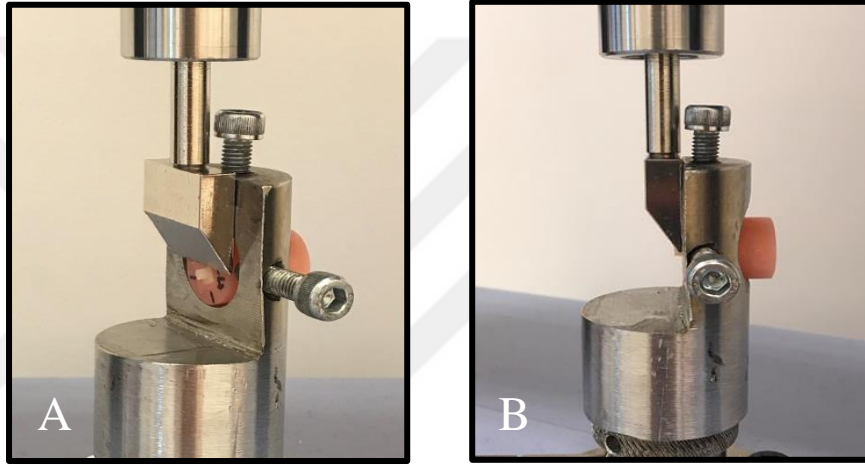
### 3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testleri, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazında gerçekleştirildi.

Hazırlanan örnek test düzeneğine sabitlendi ve kırıcı metal uç, seramik-rezin ara yüzeyine paralel olacak şekilde konumlandırıldı. Bağlanma ara yüzeyine, ayrılma gerçekleşinceye kadar 0,5 mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı değeri, kırılma anındaki maksimum yükün (N) yüzey alanına (mm<sup>2</sup>) bölünmesi ile hesaplandı ve MPa olarak kaydedildi.



**Resim 3.14.** Kullanılan Universal test cihazı (Shimadzu)



**Resim 3.15.** Test düzeneğine sabitlenen örnek (A) ve bağlanma ara yüzüne paralel olarak konumlandırılan kırıcı metal uç (B)

### 3.4. Kırık Yüzeylerin Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama testi sonrası başarısızlık tiplerini belirlemek için, örneklerin kopma yüzeyleri stereo mikroskop ile x25 büyütmede incelendi. Her gruptaki örnekler, başarısızlık tiplerine göre 3 şekilde sınıflandırıldı:

- 1) **Adeziv kırılma:** Seramik ve rezin siman ara yüzeyinde meydana gelen kopma
- 2) **Koheziv kırılma:** Seramik veya rezin siman içinde meydana gelen kopma
- 3) **Karışık kırılma:** Seramik-rezin siman ara yüzeyi ve rezin simanın birlikte etkilendiği başarısızlık

### **3.5. SEM Analizi**

SEM analizinden önce incelenecek örnekler metal bir tabla üzerine yerleştirilerek, yüzeyleri altın ile kaplandı. Sonrasında farklı büyütmelemlerde taramalı elektron mikroskopuyla kırık yüzeyleri incelendi.

### **3.6. İstatistiksel Analiz**

Grup varyanslarının homojenliği Levene testi ile kontrol edildikten sonra, elde edilen makaslama bağlanma değerlerinin, materyallere ve uygulanan yüzey işlemlerine göre farklılık gösterip göstermediği iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) ile belirlendi. Grup ortalamaları arasındaki farklılıkları belirlemek için ise Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. CAD/CAM materyallerinin ve uygulanan yüzey işlemlerinin ayrı ayrı değerlendirilmesi için tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) yapıldı ve aralarındaki farklılıklar Tukey-HSD testi ile belirlendi. Analiz sonuçları  $p < 0.05$  önem seviyesinde anlamlı kabul edildi. Tüm istatistiksel analizler SPSS 26.0 programı (SPSS; Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Bağlantı Dayanımı (MBD) Testi Sonuçları

Makaslama testinden elde edilen veriler, Levene homojenite testi kullanılarak analiz edilmiş ve varyansların homojen dağılım gösterdiği belirlenmiştir ( $p>0.05$ ).

Materyal tipi, yüzey işlemi ve bunlar arasındaki etkileşimin CAD/CAM materyalleri ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini belirlemek için, iki yönlü varyans analizi testi kullanılmıştır. Analiz sonucunda, değişkenlerin ve bunlar arasındaki etkileşimin MBD üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.05$ )(Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testi sonuçları

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
CAD/CAM Materyalleri (A)	592,818	4	148,204	33,907	<b>0,000*</b>
Yüzey İşlemleri (B)	1711,436	4	427,859	97,889	<b>0,000*</b>
CAD/CAM Materyalleri*Yüzey İşlemleri (A*B)	135,099	16	8,444	1,932	<b>0,019*</b>
Hata	983,445	225	4,371		
Toplam	66287,803	250			

df: serbestlik derecesi, p: istatistiksel anlamlılık düzeyi, \*:  $p<0.05$

İki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları yüzey işlemi grupları için değerlendirildiğinde; en yüksek bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla Clearfil Ceramic Primer+Single Bond ( $19,611 \pm 2,825$  MPa), Monobond Plus+Single Bond ( $17,537 \pm 3,077$  MPa), Monobond S+Single Bond ( $15,722 \pm 2,437$  MPa), Single Bond ( $14,406 \pm 2,387$  MPa) ve en son olarak da Monobond Plus ( $11,975 \pm 2,418$  MPa) grubunda tespit edilmiştir. Tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

CAD/CAM materyalleri değerlendirildiğinde, en yüksek bağlantı dayanımı değerleri Vita Mark ( $17,583 \pm 3,221$  MPa) grubunda gözlenmiştir. Vita Mark grubunun MBD değerinin; Vita Enamic ( $15,194 \pm 2,951$  MPa) ve Cerasmart ( $13,185 \pm 3,113$  MPa) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülürken ( $p<0.05$ ), Vita Suprinity ( $16,649 \pm 4,321$  MPa) ve e.max CAD ( $16,677 \pm$

3,211 MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ). En düşük bağlanma değeri gösteren Cerasmart grubunun, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bağlantı değerleri gösterdiği görülmüştür ( $p<0,05$ ). Vita Suprinity, Vita Enamic ve e.max CAD grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Test gruplarına ait ortalama MBD değerleri, standart sapma (SS), standart hata ve %95 güven aralığında en düşük ve en yüksek değerler Tablo 4.2’de belirtilmiştir.

**Tablo 4.2** Gruplar için örnek sayısı (N), ortalama MBD, standart sapma (Ss), standart hata (Sh), en yüksek ve en düşük MBD değerleri (MPa)

Materyal	Yüzey İşlemi	N	Ortalama	Ss	Sh	95% Güven aralığı	
						En düşük	En yüksek
Cerasmart (C)	MBP	10	9.619	2,503	0,79	8.316	10.921
	SBU	10	12,417	2,220	0,70	11.114	13.719
	MBS+SBU	10	13.224	2,011	0,64	11.921	14.527
	MBP+SBU	10	14.517	2,388	0,76	13.214	15.820
	CCP+SBU	10	16.149	2,299	0,73	14.847	17.452
Vita Enamic (VE)	MBP	10	11.728	1,730	0,55	10.425	13.031
	SBU	10	14.107	2,641	0,84	12.804	15.409
	MBS+SBU	10	15.634	1,463	0,46	14.332	16.937
	MBP+SBU	10	16.086	2,124	0,67	14.783	17.389
	CCP+SBU	10	18.415	1,871	0,59	17.112	19.718
Vita Suprinity (VS)	MBP	10	10.906	1,057	0,33	9.603	12.209
	SBU	10	15.209	2,418	0,76	13.906	16.512
	MBS+SBU	10	15.769	2,508	0,79	14.466	17.072
	MBP+SBU	10	20.418	2,470	0,78	19.115	21.721
	CCP+SBU	10	20.942	2,497	0,79	19.639	22.245
e.max CAD (E)	MBP	10	13.270	1,854	0,59	11.967	14.573
	SBU	10	14.604	1,656	0,52	13.301	15.907
	MBS+SBU	10	16.519	1,811	0,57	15.217	17.822
	MBP+SBU	10	18.219	2,199	0,70	16.916	19.521
	CCP+SBU	10	20.770	1,696	0,54	19.467	22.073
Vita Mark II (VM)	MBP	10	14.354	1,539	0,49	13.051	15.657
	SBU	10	15.693	1,850	0,59	14.391	16.996
	MBS+SBU	10	17.462	2,356	0,74	16.159	18.765
	MBP+SBU	10	18.628	2,619	0,83	17.325	19.931
	CCP+SBU	10	21.778	1,403	0,44	20.475	23.080

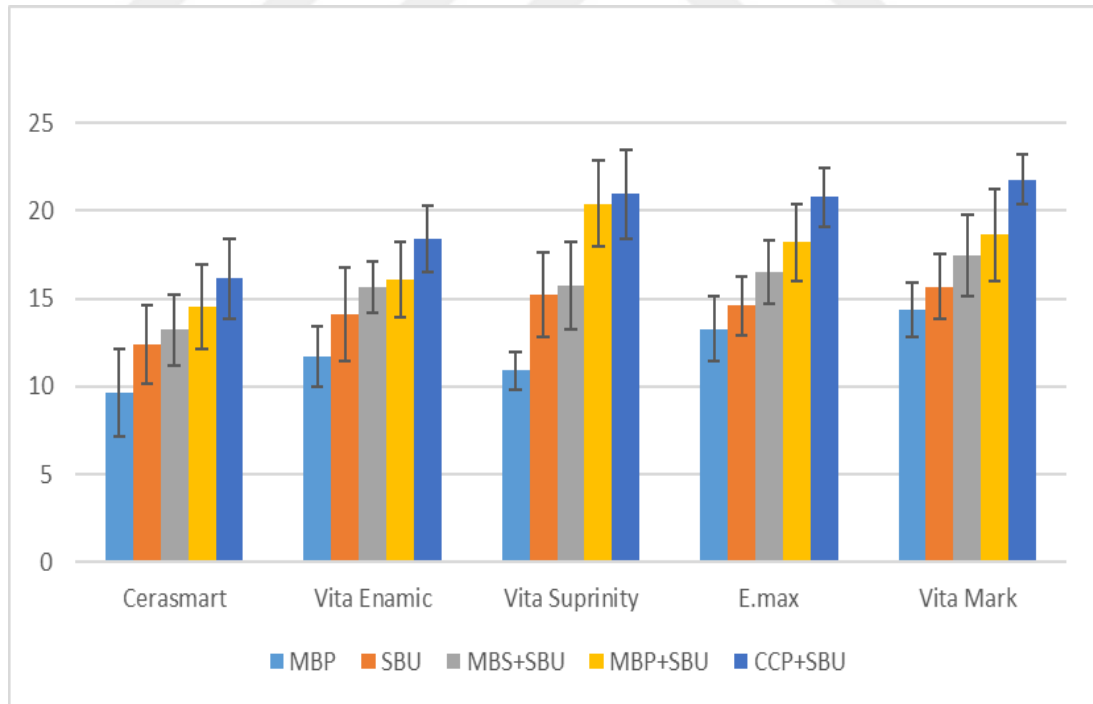
**MBP:** Monobond Plus, **SBU:** Single Bond Universal, **MBS+SBU:** Monobond S + Single Bond Universal, **MBP+SBU:** Monobond Plus + Single Bond Universal, **CCP+SBU:** Clearfil Ceramic Primer + Single Bond Universal.

MBD değerlerinin, CAD/CAM materyalleri ve yüzey işlemleri için ayrı ayrı karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmıştır. Bağlantı dayanımları arasında her bir CAD/CAM materyali ve yüzey işlemi grupları açısından, anlamlı bir ilişki bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Bu ilişkinin hangi gruplar arasında olduğu, Tukey HSD testi ile analiz edilmiştir (Tablo 4.3. ve Şekil 4.1.)

**Tablo 4.3** Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama  $\pm$  standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD karşılaştırma testi sonuçları (MPa)

	Cerasmart	Vita Enamic	Vita Suprinity	e.max CAD	Vita Mark
<b>MBP</b>	9,618 $\pm$ 2,503 <sup>Cc</sup>	11,728 $\pm$ 1,729 <sup>Cbc</sup>	10,906 $\pm$ 1,057 <sup>Cc</sup>	13,270 $\pm$ 1,853 <sup>Dab</sup>	14,353 $\pm$ 1,538 <sup>Da</sup>
<b>SBU</b>	12,416 $\pm$ 2,219 <sup>BCb</sup>	14,106 $\pm$ 2,640 <sup>BCab</sup>	15,208 $\pm$ 2,418 <sup>Ba</sup>	14,604 $\pm$ 1,655 <sup>CDab</sup>	15,693 $\pm$ 1,850 <sup>CDa</sup>
<b>MBS+SBU</b>	13,223 $\pm$ 2,011 <sup>Bb</sup>	15,634 $\pm$ 1,462 <sup>Bab</sup>	15,769 $\pm$ 2,508 <sup>Bab</sup>	16,519 $\pm$ 1,810 <sup>BCa</sup>	17,462 $\pm$ 2,355 <sup>BCa</sup>
<b>MBP+SBU</b>	14,517 $\pm$ 2,387 <sup>ABc</sup>	16,085 $\pm$ 2,124 <sup>ABbc</sup>	20,417 $\pm$ 2,470 <sup>Aa</sup>	18,218 $\pm$ 2,199 <sup>Bab</sup>	18,627 $\pm$ 2,618 <sup>Bab</sup>
<b>CCP+SBU</b>	16,149 $\pm$ 2,298 <sup>Ac</sup>	18,415 $\pm$ 1,871 <sup>Abc</sup>	20,942 $\pm$ 2,496 <sup>Aab</sup>	20,770 $\pm$ 1,695 <sup>Aab</sup>	21,777 $\pm$ 1,402 <sup>Aa</sup>

Aynı sütunda bulunan farklı büyük harfler ve aynı satırda bulunan farklı küçük harfler, istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir ( $p<0,05$ ).



**Şekil 4.1.** Farklı yüzey işlemleri sonucu rezin simanların CAD/CAM materyallerine bağlanma dayanımının karşılaştırılması

CAD/CAM materyalleri farklı yüzey işlemleri gruplarına göre değerlendirildiğinde;

Cerasmart materyali için;

- MBP grubuna ait MBD değeri ( $9,618 \pm 2.503$  MPa) ile SBU yüzey işlemleri grubu arasında ( $12,416 \pm 2,219$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ( $p=0,065$ ) ve MBP grubuna ait MBD değerinin diğer tüm yüzey işlemleri gruplarından anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ).
- SBU grubuna ait MBD değeri ( $12,416 \pm 2,219$  MPa) ile MBP ( $9,618 \pm 2.503$  MPa), MBS+SBU ( $13,223 \pm 2,011$  MPa) ve MBP+SBU ( $14,517 \pm 2,387$  MPa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p>0,05$ ), CCP+SBU ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) yüzey işlemleri grubuna göre bağlantı dayanımının anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ( $p=0,006$ ).
- MBS+SBU grubuna ait MBD değeri ( $13,223 \pm 2,011$  MPa) ile SBU ( $12,416 \pm 2,219$  MPa), MBP+SBU ( $14,517 \pm 2,387$  MPa) ve CCP+SBU ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p>0,05$ ), MBP grubuna ait MBD değerinden anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ).
- MBP+SBU grubuna ait MBD değeri ( $14,517 \pm 2,387$  MPa) ile SBU ( $12,416 \pm 2,219$  MPa), MBS+SBU ( $13,223 \pm 2,011$  MPa) ve CCP+SBU ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) yüzey işlemleri grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ( $p>0,05$ ), MBP ( $9,618 \pm 2.503$  MPa) grubuna göre ise anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ( $p<0,001$ ).
- CCP+SBU ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) grubu ile MBP+SBU ( $14,517 \pm 2,387$  MPa) yüzey işlemleri grubu arasında anlamlı bir fark görülmezken ( $p=0,509$ ), CCP+SBU grubunun bağlanma dayanımının diğer yüzey işlemleri gruplarına göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ).

Vita Enamic materyali için;

- MBP grubunun bağlanma dayanımı değeri ( $11,728 \pm 1,729$  MPa), SBU yüzey işlemleri grubu ( $14,106 \pm 2,640$  MPa) hariç, diğer tüm yüzey işlemleri gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

- SBU (14,106±2,640 MPa), MBS+SBU (15,634±1,462 MPa) ve MPS+SBU (16,085±2,124 MPa) yüzey işlem gruplarına ait bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).
- CCP+SBU (18,415±1,871 MPa) grubunun MBP+SBU (16,085±2,124 MPa) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ( $p=0,088$ ), diğer tüm yüzey işlemi gruplarına göre bağlantı dayanımı önemli derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Vita Suprinity materyali için;

- En düşük bağlanma değerleri MBP (10,906±1,057 MPa) yüzey işlemi grubunda görülmüştür. MBP grubu, diğer tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bağlantı dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ).
- En yüksek bağlantı değerlerine sahip CCP+SBU (20,942±2,496 MPa) ve MBP+SBU (20,417±2,470 MPa) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p=0,985$ ), bu iki grup için MBD değerleri MBS+SBU (15,769±2,508 MPa), SBU (15,208±2,418 MPa) ve MBP (10,906±1,057 MPa) grubundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- MBS+SBU (15,769±2,508 MPa) ve SBU (15,208±2,418 MPa) grupları arasında ise bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

e.max CAD materyali için;

- MBP grubuna ait MBD değeri (13,270±1,853 MPa) ile SBU grubu (14,604±1,655 MPa) arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmazken ( $p=0,499$ ), MBP grubu diğer yüzey işlemi gruplarından anlamlı derecede düşük bağlantı değerleri göstermiştir ( $p<0,05$ ).
- En yüksek bağlantı değerlerinin görüldüğü CCP+SBU (20,770±1,695 MPa) grubu, diğer yüzey işlemi gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ).
- MBP+SBU grubu (18,218±2,199 MPa); MBP (13,270±1,853 MPa) ve SBU (14,604±1,655 MPa) gruplarına göre anlamlı derecede yüksek, CCP+SBU

(20,770±1,695 MPa) grubuna göre anlamlı derecede düşük bağlantı değeri göstermiştir ( $p<0,05$ ). MBS+SBU (16,519±1,810 MPa) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,259$ ).

- SBU grubu; CCP+SBU (20,770±1,695 MPa) ve MBP+SBU (18,218±2,199 MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük bağlantı dayanımı gösterirken ( $p<0,05$ ), MBS+SBU (16,519±1,810 MPa) ve MBP (13,270±1,853 MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Vita Mark II materyali için;

- CCP+SBU (21,777±1,402 MPa) grubu en yüksek bağlantı değerlerini göstermiştir ve diğer tüm yüzey işlemi grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- En düşük bağlantı değerleri gösteren MBP (14,353±1,583 MPa) grubu ile SBU (15,693±1,850 MPa) yüzey işlemi grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p=0,573$ ); MBP grubuna ait MBD değeri, diğer yüzey işlemi gruplarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- SBU (15,693±1,850 MPa) grubunun; MBP+SBU (18,627±2,618 MPa) ve CCP+SBU (21,777±1,402 MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük bağlantı değerleri gösterdiği ( $p<0,05$ ), MBP (14,353±1,583 MPa) ve MBS+SBU (17,462±2,355) gruplarıyla ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).
- MBP+SBU grubu (18,627±2,618 MPa) ile MBS+SBU (17,462±2,355 MPa) grubu arasında ise istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır ( $p=0,694$ ).

Aynı yüzey işlemi uygulanan CAD/CAM materyalleri kendi arasında değerlendirildiğinde;

MBP yüzey işlemi için;

- En yüksek bağlantı dayanımı değerleri VM (14,353±1,538 MPa) materyalinde görülmüştür. VM materyali için MBD değeri; VS (10,906±1,057 MPa), VE (11,728±1,729 MPa) ve C (9,618±2,50 MPa) materyallerine göre önemli derecede

yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). E (13,270±1,853 MPa) materyali ile ise arasında istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir ( $p=0,664$ ).

- E materyalinin bağlantı dayanımı (13,270±1,853 MPa); VM (14,353±1,538 MPa) ve VE (11,728±1,729 MPa) ile kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmazken ( $p>0,05$ ), VS (10,906±1,057 MPa) ve C (9,618±2,50 MPa) materyallerine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- VS, VE ve C materyallerinin MBD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ).

SBU yüzey işlemi için;

- En düşük bağlantı dayanımı değerleri, C materyalinde (12,416±2,219 MPa) gözlenmiştir. C materyalinin MBD değeri; VE (14,106±2,640 MPa) ve E (14,604±1,655 MPa) materyalleri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark görülmezken ( $p>0,05$ ), VS (15,208±2,418 MPa) ve VM (15,693±1,850 MPa) materyallerine kıyasla anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- VM (15,693±1,850 MPa), VS (15,208±2,418 MPa), VE (14,106±2,640 MPa) ve E (14,604±1,655 MPa) materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ).

MBS+SBU yüzey işlemi için;

- En düşük bağlantı değerleri gösteren materyal C (13,223±2,011 MPa) grubudur. C materyalinin MBD değeri kıyaslandığında; VE (15,634±1,462 MPa) ve VS (15,769±2,508 MPa) materyalleri ile arasındaki fark anlamlı bulunmazken ( $p>0,05$ ), E (16,519±1,810 MPa) ve VM (17,462±2,355 MPa) materyallerine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- VM (17,462±2,355 MPa), VE (15,634±1,462 MPa), VS (15,769±2,508 MPa) ve E (16,519±1,810 MPa) materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

MBP+SBU yüzey işlemi için;

- C materyalinin bağlantı dayanımının (14,517±2,387 MPa); VS (20,417±2,470 MPa), VM (18,627±2,618 MPa) ve E (18,218±2,199 MPa) gruplarına kıyasla

anlamli derecede düşük olduğu ( $p < 0,05$ ), VE ( $16,085 \pm 2,124$  MPa) materyali ile arastirinda ise istatistiksel olarak anlamli bir fark olmadığı görülmüştür ( $p = 0,579$ ).

- En yüksek bağlantı dayanımı değerleri VS materyalinde ( $20,417 \pm 2,470$  MPa) görülmüştür. VS materyaline ait MBD değerleri; VE ( $16,085 \pm 2,124$  MPa) ve C ( $14,517 \pm 2,387$  MPa) materyallerine göre anlamli derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).
- VS ( $20,417 \pm 2,470$  MPa), VM ( $18,627 \pm 2,618$  MPa) ve E ( $18,218 \pm 2,199$  MPa) materyallerinin bağlantı değerleri arastirinda istatistiksel olarak anlamli bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).
- VE materyalinin MBD değerleri ( $16,085 \pm 2,124$  MPa) kıyaslandığında; C ( $14,517 \pm 2,387$  MPa), E ve VM ( $18,627 \pm 2,618$  MPa) materyalleri ile arastirinda anlamli bir fark görülmeyken ( $p > 0,05$ ), VS ( $20,417 \pm 2,470$  MPa) materyaline göre bağlantı dayanımı anlamli derecede düşük bulunmuştur ( $p = 0,002$ ).

CCP+SBU yüzey işleminin grubu için;

- En düşük bağlantı dayanımı değerleri C ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) materyalinde görülmüştür. C materyallerine ait MBD değerleri incelendiğinde; VE materyali ( $18,415 \pm 1,871$  MPa) ile arastirinda istatistiksel olarak anlamli farklılık görülmeyken ( $p = 0,099$ ), VS ( $20,942 \pm 2,496$  MPa), VM ( $21,777 \pm 1,402$  MPa) ve E ( $20,770 \pm 1,695$  MPa) materyallerinden anlamli derecede düşük bulunmuştur ( $p < 0,001$ ).
- VM materyali ( $21,777 \pm 1,402$  MPa) en yüksek bağlantı dayanımı değerlerini göstermiştir. VM materyalinin, VS ( $20,942 \pm 2,496$  MPa) ve E ( $20,770 \pm 1,695$  MPa) materyalleri ile arastirinda anlamli bir farklılık gözlenmemiştir ( $p = 0,004$ ). C ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) ve VE ( $18,415 \pm 1,871$  MPa) materyallerine göre ise bağlanma dayanımı anlamli derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).
- VE materyalinin ( $18,415 \pm 1,871$  MPa); VS ( $20,942 \pm 2,496$  MPa), E ( $20,770 \pm 1,695$  MPa) ve C ( $16,149 \pm 2,298$  MPa) materyalleri ile arastirinda istatistiksel olarak anlamli bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ).
- VM ( $21,777 \pm 1,402$  MPa), VS ( $20,942 \pm 2,496$  MPa) ve E ( $20,770 \pm 1,695$  MPa) materyalleri arastirindaki fark istatistiksel olarak anlamli bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

#### 4.2.Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testinden sonra tüm örneklerin kırık yüzeyleri ışık mikroskobu altında incelenmiştir. Belirlenen başarısızlık tiplerinin dağılımı Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

**Tablo 4.4.** Başarısızlık tiplerinin adeziv/ koheziv/ karışık şeklinde dağılımı

	MBP	SBU	MBS+SBU	MBP+SBU	CCP+SBU
<b>Cerasmart (C )</b>	7/3/0	6/4/0	6/4/0	4/6/0	3/6/1
<b>Vita Enamic (VE)</b>	0/10/0	0/10/0	0/10/0	0/5/5	0/4/6
<b>Vita Suprinity (VS)</b>	0/8/2	0/5/5	0/5/5	0/2/8	0/1/9
<b>E.max CAD (E )</b>	6/4/0	0/7/3	0/6/4	1/6/3	0/4/6
<b>Vita Mark II (VM)</b>	0/7/3	0/5/5	0/5/5	0/6/4	0/5/5

Materyal tipine ve yüzey işlem gruplarına göre başarısızlık tipi dağılım yüzdeleri Tablo 4.5. ve Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.5.** Materyal gruplarına göre başarısızlık tipi dağılım yüzdeleri

Materyal	Başarısızlık tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
<b>Cerasmart (C )</b>	52%	46%	2%
<b>Vita Enamic (VE)</b>	0%	78%	22%
<b>Vita Suprinity (VS)</b>	0%	42%	58%
<b>e.max CAD (E )</b>	14%	54%	32%
<b>Vita Mark II</b>	0%	56%	44%

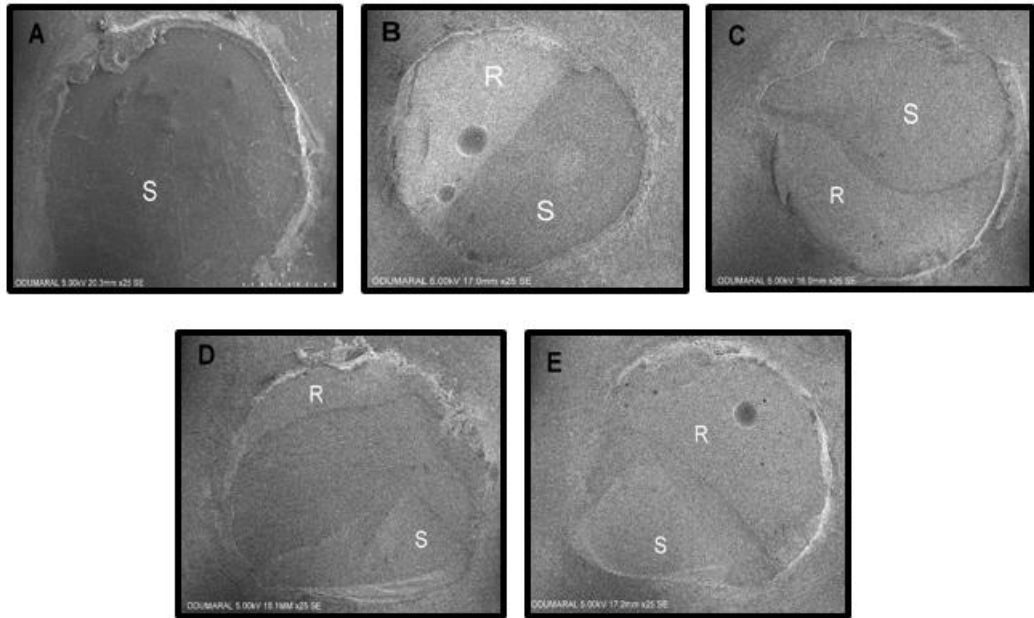
Materyal gruplarına göre değerlendirildiğinde, koheziv tipi başarısızlıkların ağırlıklı olarak görüldüğü anlaşılmaktadır. C materyalinde; en sık adeziv kırık tipine rastlanırken, en az görülen kırık tipi ise karışık tip kırıklardır. VE, VM ve E materyallerinde en yaygın görülen kırık tipi koheziv iken; VS grubunda en çok karışık tip kırıklar meydana gelmiştir.

**Tablo 4.6.** Yüzey işlemleri gruplarına göre başarısızlık tipi dağılım yüzdeleri

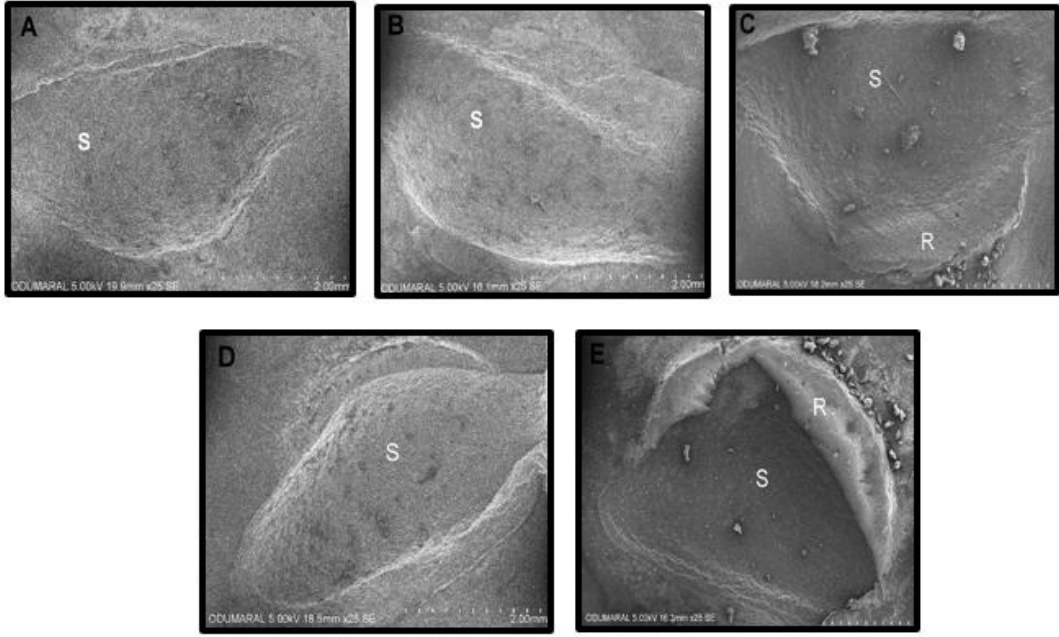
Yüzey İşlemi	Başarısızlık tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
<b>MBP</b>	26%	64%	10%
<b>SBU</b>	12%	62%	26%
<b>MBS+SBU</b>	12%	60%	28%
<b>MBP+SBU</b>	10%	50%	40%
<b>CCP+SBU</b>	6%	40%	54%

Başarısızlık tipleri yüzey işlemleri gruplarına göre değerlendirildiğinde, koheziv tipi başarısızlıkların yaygın görüldüğü anlaşılmaktadır. MBP grubunda en az karışık tip kırıklara rastlanırken, en yaygın görülen kırık tipi koheziv tip kırıklardır. SBU, MBS+SBU ve MBP+SBU gruplarında en az adeziv tip kırıklar görülürken, en yaygın görülen kırık tipi koheziv kırıktır. CCP+SBU grubunda ise en sık karışık kırık tipine rastlanırken, en az karşılaşılan kırık tipi adeziv tip kırıklardır.

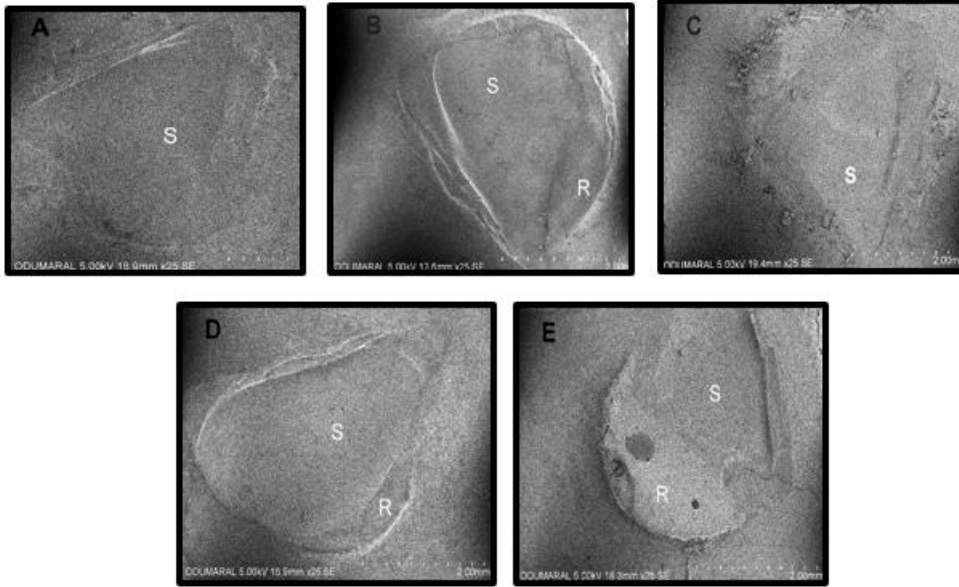
### 2.3. SEM Analizi Bulguları



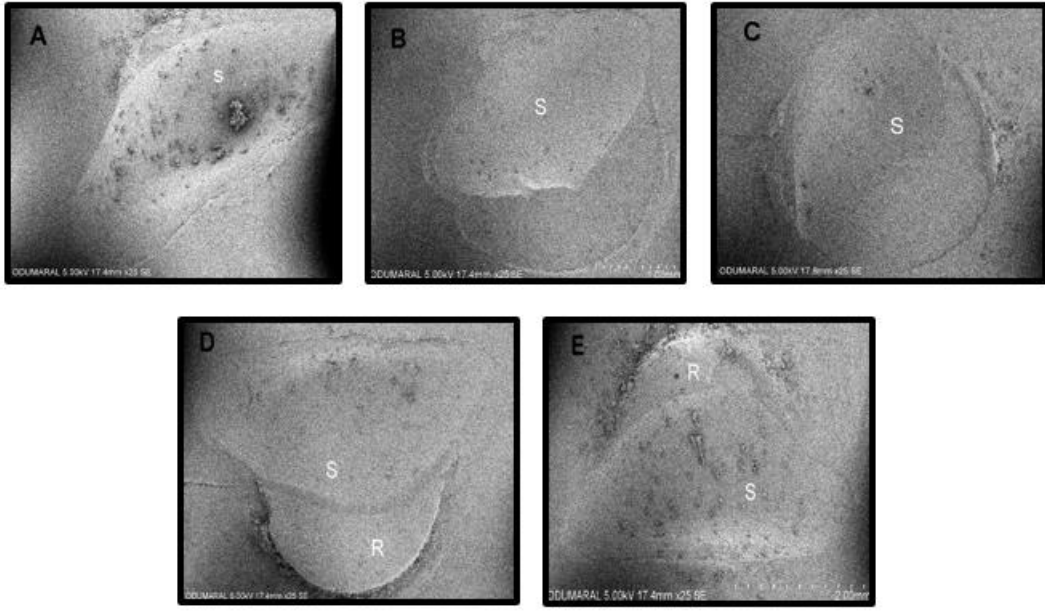
**Resim 4.1.** e.max CAD materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda adeziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda karışık başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik).



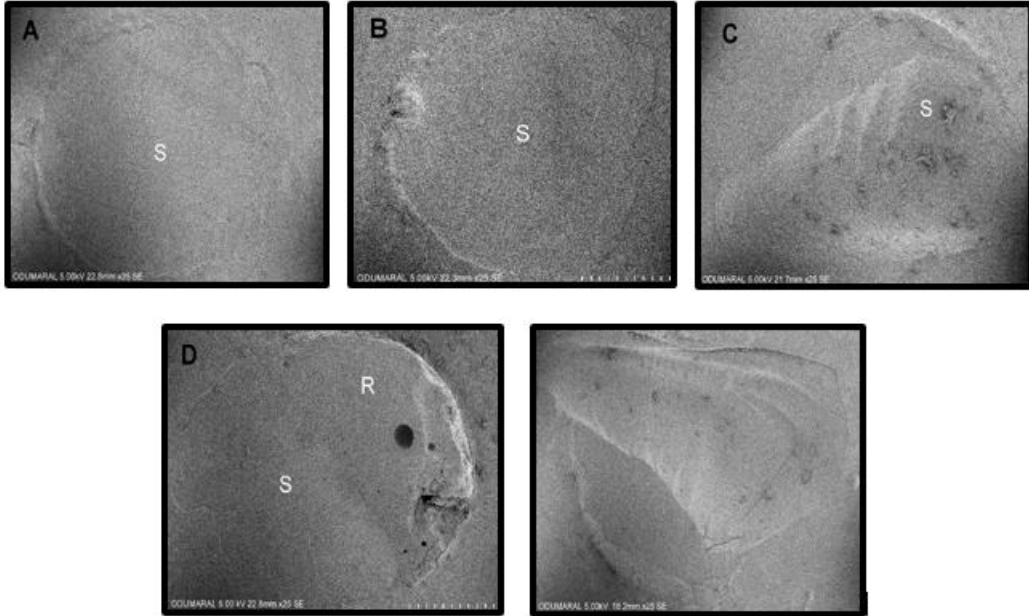
**Resim 4.2.** Vita Mark II materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda karışık başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda koheziv başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik).



**Resim 4.3.** Vita Suprinity materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda karışık başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E) (R: rezin siman, S:seramik).



**Resim 4.4.** Vita Enamic materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda koheziv başarısızlık (A), SBU grubunda koheziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda karışık başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik).



**Resim 4.5.** Cerasmart materyalinde görülen başarısızlık tipleri (x25 büyütmede). MBP grubunda adeziv başarısızlık (A), SBU grubunda adeziv başarısızlık (B), MBS+SBU grubunda koheziv başarısızlık (C), MBP+SBU grubunda koheziv başarısızlık (D), CCP+SBU grubunda karışık başarısızlık (E), (R: rezin siman, S:seramik).

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, universal adezivin tek başına veya MDP içeren ve MDP içermeyen silan ajanları ile birlikte kullanımının, CAM/CAM materyallerinin rezin simanla makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkileri incelenmiştir. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri (H0), elde edilen bulgular doğrultusunda geçersiz sayılmıştır. Elde edilen çalışma bulgularına göre; (1) silanın universal adezivden önce ayrı bir aşama olarak uygulanmasının, silan içeren universal adezivlere kıyasla bağlanma dayanımında etkili olduğu ve (2) MDP içeren bir silanın, MDP içermeyen silana kıyasla bağlanma dayanımını geliştirdiği görülmüştür.

CAD/CAM teknolojisi, üretim sürecini hızlı ve basit bir hale getirmenin yanı sıra, yeni restoratif materyallerin geliştirilmesini teşvik ederek hekimlere materyal çeşitliliği sunmaktadır (Van Noort, 2012; Kollmuss ve ark., 2016). Cam seramikler, hibrit seramikler, nanoseramikler ve kompozit rezinler dahil olmak üzere estetik diş restorasyonları için çok çeşitli CAD/CAM blokları mevcuttur (Christensen, 2008; El-Damanhoury ve ark., 2015).

Cam seramikler, dayanıklılıkları ve üstün optik özellikleri sebebiyle indirekt restorasyonların üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak; sert ve kırılma malzemelerdir, yüksek kırılma duyarlılığı ve düşük kırılma tokluğu gösterirler (Della Bona ve ark., 2014a; Ruse ve Sadoun, 2014; Vichi ve ark., 2014). Cam seramiklerin bu dezavantajlarının üstesinden gelmek için, hibrit seramik ve rezin nanoseramik malzemeler tanıtılmıştır (Coldea ve ark., 2013; Della Bona ve ark., 2014b). Bu malzemeler; seramiklerin dayanıklılık ve renk kararlılığı gibi olumlu özelliklerini, kompozit rezinlerin düşük aşındırma ve gelişmiş bükülme direnci gibi olumlu özellikleri ile birleştirmek üzere geliştirilmiştir (Schlichting ve ark., 2011; Coldea ve ark., 2013). Bu tez çalışmasında, protetik restorasyonların üretiminde sıklıkla tercih edilen lityum disilikat cam seramik (e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity), feldspatik cam seramik (Vita Mark II), hibrit seramik (Vita Enamic) ve esnek nanoseramik (Cerasmart) CAD/CAM blokları kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların klinik başarısı; seramik, yapıştırma ajanı ve diş dokusu arasındaki adezyonun kalitesine ve dayanıklılığına bağlıdır (Bavbek ve ark., 2013;

Tian ve ark., 2014). Seramiğin adeziv yapıştırılması; diş yapısının korunmasına, restorasyona yapısal desteklik sağlanmasına ve yükün bağlanma ara yüzeyi boyunca dağıtılmasına izin vermektedir (Attia ve Kern, 2004). Yapılan çalışmalarda güçlü ve dayanıklı rezin bağlantısının; diş ve restorasyonun kırılma direncini artırdığı, marjinal adaptasyonu geliştirdiği, mikrosızıntıyı azalttığı ve yüksek tutuculuk sağladığı bildirilmiştir (Krämer ve ark., 2000; Blatz ve ark., 2003; El Zohairy ve ark., 2003; Chen ve ark., 2014).

Kırık analizleri; seramiklerin kompozit materyale veya diş yapısına olan adezyonunda zayıf noktanın seramik-rezin arayüzeyi olduğunu göstermiştir (Bona ve ark., 2002). Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı; seramiğin mikroyapısı, yüzey pürüzlendirme yöntemi, uygulanan silanın kimyasal bileşimi ve yapıştırma simanının tipi gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Della Bona, 2005; Peumans ve ark., 2007; Vasconcellos ve ark., 2007 de Carvalho ve ark., 2011). Yapıştırma etkinliği tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısını etkilediğinden; siman-seramik ara yüzeyinde en etkili ve güvenilir yapıştırma protokolünün belirlenmesi önemlidir (Lise ve ark., 2015).

Seramik ve rezin siman arasındaki adezyon, mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanma ile gerçekleşir. Mikromekanik kilitlenme, asit uygulaması veya kumlama ile sağlanırken; kimyasal bağlanma silan birleştirme ajanları ile sağlanır (Blatz ve ark., 2003). Hidroflorik asit ile pürüzlendirme, tam seramiklerin yüzey pürüzlendirmesi için literatürde en çok tavsiye edilen yöntemdir (Bona ve ark., 2000; Fasbinder, 2010; Ho ve Matinlinna, 2011; Matinlinna, 2013).

Hidroflorik asit seramiğin cam fazını çözerek, yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımını artırmaktadır. Diş hekimliğinde seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde genellikle %5-10'luk HF asit kullanılmaktadır (Vargas ve ark., 2011; Tian ve ark., 2014; Campos ve ark., 2016; Awad ve ark., 2017).

Vidotti ve ark. (2013) farklı HF asit konsantrasyonlarının etkisini inceledikleri çalışmada; lityum disilikat seramiklerin %10'luk HF asit ile 20 s pürüzlendirilmesinin, camsı fazı çözmede etkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Campos ve ark. (2016) Vita Enamic bloklara %10'luk HF asit uyguladıkları çalışmada, HF asidin hibrit seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma gücünü

artırdığını bildirmiştir. Bu çalışmada da, seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi için %9.5'lük HF asit kullanılmıştır.

Asitleme süresi kullanılan seramik türüne göre değişiklik göstermektedir (Sevmez ve ark., 2018). Feldspatik cam seramikler ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler için 60 s HF asit uygulaması gerekirken, lityum disilikat seramikler için 20 s pürüzlendirme yapılması gerektiği belirtilmiştir (El-Damanhoury ve Gaintantzopoulou, 2018). Hibrit seramiklerle yapılan birçok çalışmada HF asit, 60 s süreyle uygulanmıştır (Campos ve ark., 2016; Elsaka, 2016).

Mevcut çalışmada, üretici firma talimatlarına göre e.max CAD ve Vita Suprinity için 20 s; Vita Mark II, Vita Enamic ve Cerasmart için ise 60 s süreyle HF asit uygulaması yapılmıştır.

Mekanik yüzey işlemlerinin ardından seramik yüzeye bir silan bağlama ajanının uygulanması, silika içeren seramiklerin adezyonunun güçlendirilmesinde önemli bir faktördür (Blatz ve ark., 2003). Silan; seramik yüzeydeki silika ile rezin simanın metakrilat grupları arasında siloksan bağları yoluyla kimyasal etkileşim kuran, bifonksiyonel bir monomerdur (Matinlinna ve ark., 2006). Silan bağlama ajanları, seramiğin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırarak, rezin simanın yüzeyde kolayca akmasını sağlarlar (Thompson ve ark., 2011; Tzanakakis ve ark., 2016). Çalışmalar asitle pürüzlendirilen yüzeye silan uygulanmasının bağlanma dayanımını artırdığını bildirmiştir (Schwenter ve ark., 2016; Sattabanasuk ve ark., 2017). Bu çalışmada da HF asit ile pürüzlendirme sonrası seramik yüzeylere Clearfil Ceramic Primer, Monobond Plus ve Monobond S silan primerleri üretici firmanın belirttiği şekilde uygulanarak test gruplarına dahil edilmiştir.

Adeziv diş hekimliğindeki son gelişmelerden biri, tüm yapıştırma bileşenlerini tek bir şişede bulunduran universal adezivlerin tanıtılmasıdır (Isolan ve ark., 2014). Universal adezivler, seramiklerin rezin simanlara bağlanmasında yeni ve basitleştirilmiş bir yaklaşım sunar (Kalavacharla ve ark., 2015). Bu malzeme; dual-cure, self-cure ve light-cure rezin simanlarla uyumlu olarak seramik, kompozit, zirkonya ve metal gibi çeşitli yapılara bağlanabilmektedir (Sofan ve ark., 2017). Bazı universal adezivler, silan ve MDP adı verilen asidik bir fonksiyonel monomer de içerir (Kalavacharla ve ark., 2015). Silan içeren universal adezivlerin üreticileri, ek primer

uygulanmasına gerek olmaksızın seramiklere ve rezin simanlara gelişmiş bir bağlanma sağlandığını ileri sürmektedir (Lee ve ark., 2017). Bu tez çalışmasında da, 10-MDP içeriğinden dolayı Single Bond Universal adezivın silanla veya silan uygulaması olmaksızın bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir.

Seramik restorasyonların klinik başarısında, kullanılan simanın tipi ve simantasyon tekniği önemli bir rol oynamaktadır (Paul, 2015). Adeziv rezin simanlar; yüksek çekme ve basma direnci, üstün optik özellikleri ve ağız ortamındaki düşük çözünürlükleri sebebiyle tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir (Lad ve ark., 2014). Rezin simanlar, seramikte bulunan mikroçatlaklara ve pürüzlü yüzeylere penetre olarak çatlak yayılımını engeller ve seramik restorasyonun kırılmaya karşı direncini artırır (Groten ve ark., 1997; Braga ve ark., 2000; Blatz ve ark., 2003; Otto ve Schneider, 2008; Shahrabaf ve ark., 2014).

Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlar; kimyasal (self-cure), ışıkla (ligh-cure) ya da çift aşamalı (dual-cure) olarak polimerize olmaktadır (Ladha ve Verma, 2010; Yu ve ark., 2014). Dual sertleşen rezin simanlar, kimyasal olarak polimerize olanlara kıyasla, hekime yeterli çalışma süresi tanımaktadır. Işığın ulaşamadığı alanlarda polimerizasyonun kimyasal olarak tamamlanması ise, ışıkla polimerize olan rezin simanlara kıyasla avantaj oluşturmaktadır (Christensen, 1997). Yapılan çeşitli çalışmalar, artan bağ dayanımının bir sonucu olarak dual cure rezin simanları ‘altın standart’ olarak kabul etmiştir (Stamatacos ve Simon, 2013; Tian ve ark., 2014). Bu nedenle mevcut çalışmada dual olarak polimerize olan Panavia V5 adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin rezin simana bağlantısını değerlendiren birçok çalışmada, in vitro yaşlandırma yöntemi olarak suda bekletme işlemi (24 saat 37 °C distile suda bekletme) uygulanmıştır (Rohr ve ark., 2015; Yao ve ark., 2017). Suda bekletme yöntemi, kısa sürede sonuç vermesi ve örneklerin bağlantı yüzeyinden kopma ihtimalini azaltması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Bu çalışmada bağlantısı sağlanan örnekler 24 saat boyunca distile suda bekletilmiştir.

Seramik restorasyonlar ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımlarının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda, genellikle makaslama ve çekme testleri kullanılmaktadır (Tian ve ark., 2014). Makaslama testinin ekipman ihtiyacı az ve

uygulanması kolaydır, ayrıca örnekler hızlı bir şekilde hazırlanabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Makaslama testinin, esneme ve gerilme testine kıyasla çığneme kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmiştir (Shadad ve ark., 1998). Mevcut çalışmada, seramik-rezin bağlantısının değerlendirilmesinde makaslama test yöntemi kullanılmıştır.

Braga ve ark. (2010) çekme ve makaslama testlerinin mekaniğini inceledikleri sistematik derlemede; yapılan çalışmaların çoğunda bağlantı alanlarının çapının 3-4 mm olduğunu, kompozit yüksekliklerinin ise 2-5 mm arasında değişiklik gösterdiğini rapor etmiştir. Mevcut çalışmada da rezin simanlar seramik yüzeye, 3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde kalıplar kullanılarak bağlanmıştır.

Makaslama testinde, bağlantı yüzeyine paralel olarak konumlandırılmış bir uç vasıtasıyla örneklere ayrılma gerçekleşinceye dek kuvvet uygulanmaktadır ( Al-Dohan ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2006; Meerbeek ve ark., 2010). Ayırıcı uç ile bağlantı yüzeyi arasındaki mesafe arttıkça, oluşan eğme momenti nedeniyle ara yüzde stres oluşmakta ve bağlanma dayanımı olumsuz etkilenmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Çalışmada kullanılan ayırıcı uç, bağlantı yüzeyine en yakın noktada konumlandırılmıştır.

Makaslama dayanım değerleri ve başarısızlık tipleri yükleme hızından etkilenmektedir (Oshida ve Miyazaki, 1996; Hara ve ark., 2001). Hara ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada, 1,00 mm/dk ve 5,00 mm/dk yükleme hızlarının daha yüksek kuvvette kırılmaya neden olduğunu bildirmiş ve 0,5 mm/dk ve 0,75 mm/dk yükleme hızlarının kullanılmasını tavsiye etmiştir. Bu çalışmada da yükleme hızı 0,5 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Klinik olarak kabul edilebilir bir rezin siman-materyal bağlantı dayanımı değeri tanımlanmamıştır. Behr ve ark. (Behr ve ark., 2011), rezin siman ve restoratif materyal arasındaki makaslama ve gerilme bağlanma dayanımı değerinin 10 MPa' dan yüksek olmasının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir. Mevcut çalışmada Cerasmart materyaline HF asit ve silan uygulaması yapılan grup haricindeki tüm gruplarda, bağlanma dayanımı değeri 10 MPa'dan yüksek bulunmuştur. Bu durum Cerasmart için HF asit ve silan uygulamasının bağlanma için yeterli olmadığını, diğer

materyaller için ise tüm yüzey işlemleri uygulamalarının klinik kullanıma uygun olduğunu göstermektedir.

Literatürde; farklı universal adezivlerin CAD/CAM materyallerinin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmalar mevcut iken, universal adezivlerde bulunan silanın etkinliğini değerlendiren çalışmalar oldukça sınırlıdır. Bu çalışmada; tek başına ya da çeşitli silan ajanları ile birlikte kullanılan universal adezivlerin, estetik CAD/CAM materyalleri ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisi, makaslama test yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

e.max CAD materyali için en düşük bağlantı dayanımı değerleri, sadece silan ( $13,270 \pm 1,853$  MPa) ve sadece universal adeziv ( $14,604 \pm 1,655$  MPa) uygulanan gruplarda görülmüştür. Universal adezivin silan ile birlikte kullanıldığı tüm gruplar (MBS+SBU [ $16,519 \pm 1,810$  MPa], MBP+SBU [ $18,218 \pm 2,199$  MPa], CCP+SBU [ $20,770 \pm 1,695$  MPa]) daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Universal adezivlerde bulunan silanın etkinliğini değerlendiren çeşitli çalışmalar, mevcut çalışmayı destekler nitelikte, silanın ayrı bir aşama olarak uygulanmasının lityum disilikat seramiklerin bağ mukavetini artırdığını ortaya koymaktadır (Alrahlah ve ark., 2017; AlRabiah ve ark., 2017; Romanini-Junior ve ark., 2018). Kalavacharla ve ark. (2015), asitleme protokolünün ve universal adezivlerin etkinliğini makaslama test metodu kullanarak inceledikleri çalışmada, %5 ve %9.5'lük HF asit ile pürüzlendirdikleri e.max CAD yüzeylere, universal adezivi tek başına ve silan ile birlikte uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda, mevcut çalışmanın sonuçlarını destekler nitelikte her iki asitleme protokolünde de silanın ayrı bir adım olarak uygulandığı gruplar bağlantı dayanımını anlamlı derecede artırmıştır.

Universal adezivde bulunan silanın etkisizliği, MDP ve BisGMA gibi çeşitli bileşenlerin silan ile tek bir şişede bulunmasından kaynaklanıyor olabilir. MDP tarafından oluşturulan asidik ortamda, silan içinde kendi kendine yoğunlaşma reaksiyonu meydana gelebileceği ve BisGMA varlığının seramik yüzeyin hidroksil grubu ile silan arasındaki reaksiyonu engelleyebileceği belirtilmiştir (Lung ve Matinlinna, 2012; Yoshihara ve ark., 2016). İkinci bir olası neden ise, universal adezivlerde bulunan silan konsantrasyonu, seramiğin hidroksil grupları ile reaksiyona girmek için yeterli olmayabilir. İlave silanizasyon aşaması, açıkta kalan hidroksil

gruplarına kimyasal bağlanmayı ve rezin simanın ıslanabilirliğini artırarak, bağlantıyı güçlendirmektedir (Lee ve ark., 2017). Bu da mevcut çalışmada ilave silan uygulanan gruplarda görülen artan bağlanma değerlerini açıklamaktadır. Mevcut çalışmada, universal adezivin Monobond Plus ile birlikte ( $18,218 \pm 2,199$  MPa) ve Monobond S ile birlikte ( $16,519 \pm 1,810$  MPa) kullanıldığı gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Monobond Plus, Monobond S'ten farklı olarak MDP monomeri içermektedir. Bu durum silan ajanlarında bulunan MDP monomerinin, lityum disilikat seramiklerin bağlantısına katkısı olmadığı şeklinde yorumlanabilir. Cardenas ve ark.'nın (2017) lityum disilikat seramiklerin bağlantı dayanımına universal adeziv ve silan ajanlarının etkisini inceledikleri çalışmada, mevcut çalışmanın sonuçlarına paralel olarak, universal adezivin MDP içeren ve MDP içermeyen silan ajanları ile birlikte kullanıldığı gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Mevcut çalışmada en yüksek bağlanma değerleri universal adezivin Clearfil Ceramic Primer ile birlikte kullanıldığı grupta ( $20,770 \pm 1,695$  MPa) elde edilmiştir. Üreticilerin bilgilerine göre, hem Ceramic Primer hem de Monobond Plus primerleri, etanol içerisinde silan ve MDP monomeri içerir. Ceramic Primer kullanıldığında görülen yüksek bağlantı değerlerinin; Monobond Plus'ın içeriğindeki sülfid metakrilat varlığı, iki üretici arasında MDP'nin saflaştırma işlemindeki farklılıklar ve primer ajanlarının baz monomerlerindeki, çözücüsündeki ve başlatma sistemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir (Koizumi ve ark., 2012).

Vita Suprinity bloklarda; universal adezivin MDP içeren silan ajanlarıyla birlikte kullanıldığı gruplar (CCP+SBU [ $20,942 \pm 2,496$  MPa], MBP+SBU [ $20,417 \pm 2,470$  MPa]), diğer yüzey işlemi gruplarına göre önemli derecede yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Vita Suprinity, %8-12 oranında zirkonyum dioksit içermektedir. MDP monomerinin hidroksil grubu, zirkonyum oksitlerin hidroksil grubu ile reaksiyona girerek, hidrolitik bozulmaya karşı kararlı kimyasal bağların oluşumunu teşvik edebilir (de Carvalho ve ark., 2015). Bu durum, MDP içeren silan ve universal adeziv kullanıldığında elde edilen yüksek bağ mukavemetini açıklar niteliktedir. Thiesen ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada Vita Suprinity blokların bağlanma dayanımlarına universal adeziv ve silan kullanımının etkisini makaslama test yöntemi kullanarak değerlendirmiş ve bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olarak en yüksek bağlanma değerlerini MDP içeren silan ve universal adeziv uygulaması sonucu elde

etmişlerdir. Yine aynı çalışmada sadece universal adeziv uygulanan grupta, sadece silan uygulaması yapılan gruba kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri görülmüştür. Mevcut çalışmada da Vita Suprinity bloklarda universal adeziv uygulaması ( $15,208 \pm 2,418$  MPa), sadece silan uygulanan gruba ( $10,906 \pm 1,057$  MPa) göre bağlantı dayanımını anlamlı şekilde artırmıştır. Kullanılan silanın içeriğinde de MDP bulunmasına rağmen universal adeziv uygulandığında görülen yüksek değerlerin, universal adezivin içeriğinde bulunan Bis-GMA, UDMA gibi bağlanmayı artıran çapraz bağlı monomerlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Vita Mark bloklarda universal adezivin silan ile birlikte uygulanması (MBS+SBU [ $17,462 \pm 2,355$  MPa], MBP+SBU [ $18,627 \pm 2,618$  MPa], CCP+SBU [ $21,777 \pm 1,402$  MPa]), sadece silan ( $14,353 \pm 1,538$  MPa) ve sadece universal adeziv ( $15,693 \pm 1,850$  MPa) kullanıma kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri ile sonuçlanmıştır. Silanın hidrolize edilebilir fonksiyonel grupları, seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile reaksiyona girerek bir siloksan bağı oluşturmaktadır. Bu bağı kalitesi, silanın konsantrasyonu ve maruz kalan hidroksil gruplarının miktarına bağlıdır (Zaghloul ve ark., 2014). Bu çalışmada, ilave silan uygulaması ile elde edilen yüksek bağlantı değerleri, universal adezivde bulunan silan konsantrasyonunun yeterli olmadığını düşündürmektedir. İkinci bir olası neden ise, kullanılan universal adezivin içeriğinde bulunan Bis-GMA monomeridir. Bu monomer, silika içeren seramiklerin hidroksil grubu ile silan arasındaki reaksiyonunu inhibe edebilir (Yoshihara ve ark., 2016). Şişmanoğlu ve ark. (2020) CAD/CAM materyallerinin mikromakaslama bağlanma dayanımı üzerine universal adezivlerin etkisini inceledikleri çalışmada, mevcut çalışmanın sonuçlarını destekler nitelikte Vita Mark materyali için en iyi bağlanma değerlerini universal adeziv ve silan uygulaması sonucu elde etmişlerdir. Bu çalışmada Vita Mark materyali için, en yüksek bağlantı değerleri, universal adeziv Clearfil Ceramic Primer ile birlikte uygulandığında ( $21,777 \pm 1,402$  MPa) görülmüştür. Bu grupta, universal adezivin diğer silan ajanları ile kullanıldığı gruplara kıyasla görülen yüksek değerlerin, kullanılan rezin simanın aynı firmaya ait olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Aynı firmaya ait materyallerin kullanımı, etkileşim potansiyelini arttırarak bağlanmayı olumlu etkileyebilir.

Vita Enamic için en düşük bağlanma dayanımı değerleri, sadece silan uygulanan grupta ( $11,728 \pm 1,729$  MPa) görülmüştür. Universal adeziv uygulaması ( $14,106 \pm 2,640$

MPa), sadece silan uygulamasına (Monobond Plus) kıyasla bağlantı değerlerini artırmıştır. Köseoğlu ve Bayındır (2020) universal adezivlerin hibrit seramiklerin bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada, mevcut çalışmanın sonuçlarından farklı olarak silan uygulaması sonucu, universal adeziv kullanımına kıyasla daha yüksek bağlanma değerleri elde etmiştir. Mevcut çalışmada bulunan farklı sonuçların, kullanılan silan ajanının ve rezin simanın farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Vita Enamic, birbiri içerisine geçmiş seramik (%86) ve polimer ağından (%14) meydana gelen bir materyaldir. Kullanılan Single Bond Universal adezivin yapısında, Monobond Plus'tan farklı olarak metakrilat ile modifiye edilmiş polialkenoik asit kopolimerleri bulunmaktadır. Bu kopolimerler ve MDP'nin asidik fonksiyonel grupları, Vita Enamic'in polimer ağında bulunan UDMA ile reaksiyona girerek bağlantıyı güçlendirmiş olabilir (Rohr ve ark., 2017). Vita Enamic için, universal adezivin silan ile birlikte uygulanması (MBS+SBU [15,634±1,462 MPa], MBP+SBU[16,085±2,124 MPa], CCP+SBU [18,415±1,871 MPa]) daha yüksek bağlantı değerleriyle sonuçlanmıştır. İlave silan uygulamasının, materyalin seramik yapısına (%86) siloksan bağları yoluyla yapışmayı teşvik ederek, bağlantıyı güçlendirdiği düşünülmektedir. Rohr ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada; polimer infiltre seramiklerin bağlanma dayanımına universal adezivin etkisini, makaslama test yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, mevcut çalışmanın sonuçlarına paralel olarak, universal adeziv uygulaması, sadece silan uygulamasına kıyasla daha yüksek değerler göstermiştir, en yüksek değerlere ise universal adezivin silan ile birlikte kullanılması sonucu ulaşılmıştır.

Cerasmart materyali için; universal adeziv uygulaması (12,416±2,219 MPa), sadece silan uygulamasına göre (9,618±2,50 MPa) daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Köseoğlu ve Bayındır (2020), universal adezivlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini makaslama test yöntemi kullanarak incelemişler ve mevcut çalışmanın sonuçlarından farklı olarak silan uygulanan grupta, universal adeziv uygulanan gruba kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Bu farklılığın, farklı marka rezin siman ve silan primeri kullanılmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Cerasmart, ağırlıkça %71 cam partikülleri ve %29 polimer yapıdan meydana gelen nanohibrit bir materyaldir. Universal adezivin yapısındaki kopolimerler, Cerasmart'in polimer ağında bulunan monomerler ile reaksiyona girerek

bağlantı dayanımını arttırmış olabilir (Rohr ve ark., 2017). Universal adezivin, MDP içerikli silan ajanlarıyla kullanılması (MBP+SBU [14,517±2,387 MPa], CCP+SBU [16,149±2,298 MPa] materyalin bağ dayanımını arttırmıştır. MDP'nin hidrofobik vinil grupları, Cerasmart'ın rezin matriksindeki doymamış karbon bağları ile reaksiyona girebilmektedir (Chen Y ve ark., 2017). Bu durum ilave MDP içerikli silan primerleri kullanıldığında görülen yüksek bağ mukavemetini açıklamaktadır. Literatürde universal adezivlerin Cerasmart ile kullanıldığı çalışmalar oldukça sınırlıdır. Şişmanoğlu ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, mevcut çalışmanın sonuçlarıyla paralel olarak, universal adezivi silan ajanları ile birlikte uyguladıklarında, universal adezivin tek başına kullanımına kıyasla anlamlı ölçüde daha yüksek bağlanma değerleri elde etmişlerdir.

Köseoğlu ve Bayındır (2020), universal adezivlerin ve yüzey işlemlerinin hibrit CAD/CAM materyallerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada; HF asit uygulamasını takiben silan uygulaması sonucu, mevcut çalışmanın sonuçlarıyla paralel olarak Cerasmart'a (9,618±2,50 MPa) kıyasla Vita Enamic (11,728±1,729 MPa) için daha yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Yine aynı çalışmada HF asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond universal adeziv uygulandığında, mevcut çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, Vita Enamic (14,106±2,640 MPa), Cerasmart'tan (12,416±2,219 MPa) daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Vita Enamic (%86), Cerasmart'a (%71) kıyasla daha yüksek doldurucu içeriğine sahiptir. HF asit uygulamasının, daha yoğun seramik içeriğine sahip Vita Enamic'in yüzeyinde daha fazla pürüzlü alan oluşturarak, silan ajanlarının ve universal adezivin etkinliğini arttırdığı ve rezin simana bağlantısını güçlendirdiği düşünülmektedir.

Liebermann ve ark. (2018) universal adezivlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, HF asit ile pürüzlendirmeyi takiben universal adeziv uygulamışlar ve en yüksek bağlanma değerlerini sırasıyla Celtro Duo, Vita Mark ve e.max CAD için elde etmişlerdir. Mevcut çalışmada da, Celtro Duo ile benzer içeriğe sahip Vita Suprinity (15,208±2,418 MPa), e.max CAD'a (14,604±1,655 MPa) kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Vita Suprinity'deki zirkonyum dioksit oranı (% 8-12), e.max CAD'a (% 0-8) kıyasla daha fazladır. Single Bond universal adezivin yapısında bulunan MDP monomerinin, zirkonyum oksitlerle reaksiyona

girerek kimyasal bağ oluşumunu teşvik ettiği bilinmektedir. Vita Suprinity'nin daha yüksek bağlantı değerleri göstermesinin, yapısındaki zirkonyum oksit miktarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Mevcut çalışmada Liebermann ve ark'larının çalışmasından farklı olarak en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Vita Mark materyalinde ( $15,693 \pm 1,850$  MPa) görülmüştür. Yapılan çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasında, alüminyum oksit doldurucu içeren Panavia V5 rezin siman kullanılmıştır. Vita Mark'ın içeriğinde bulunan alüminyum oksit oranı (%20-23), Vita Suprinity (%1-4) ve e.max CAD'a (%0-5) kıyasla çok daha fazladır. Vita Mark materyalinde görülen yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin, materyalin ve rezin simanın yapısında bulunan alüminyum oksit partiküllerinin etkileşiminden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Siqueira ve ark. (2016) universal adezivlerin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmada, silan ve universal adezivin birlikte kullanımı sonucu e.max CAD materyalinde, Vitablocs RealLife'e kıyasla daha yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Yapılan çalışmadan farklı olarak mevcut çalışmada, Vitablocs RealLife ile benzer içeriğe sahip Vita Mark materyali e.max CAD'a göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Bu farklılık, test metodundan ve farklı marka rezin siman kullanımından kaynaklanmış olabilir. Alüminyum oksit doldurucu içeren Panavia V5 rezin simanın, Vita Mark'ın yapısında bulunan alüminyum oksit ile etkileşim oluşturarak bağ mukavemetini arttırdığı düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin koheziv ve karışık başarısızlık ile, düşük bağlanma dayanımı değerlerinin ise adeziv başarısızlık ile ilişkili olduğu bildirilmiştir ( Jacobsen ve ark., 2000; Toledano ve ark, 2006; Lee ve ark., 2017). Genel olarak, seramikte meydana gelen koheziv kırık tipi, rezin simanın seramiğe yapışma kuvvetinin, seramiğin makaslama mukavemetinden daha yüksek olduğuna işaret etmektedir (El-Damanhoury ve ark., 2018). Mevcut çalışmada, yapılan çalışmalarla uyumlu olarak, en düşük bağlanma değerlerine sahip Cerasmart materyalinde yaygın olarak adeziv başarısızlık tipine rastlanırken, en yüksek bağlanma değerlerinin görüldüğü Vita Mark materyalinde ise yaygın olarak koheziv başarısızlık tipi meydana gelmiştir. Kırık tipleri yüzey işlemlerine göre değerlendirildiğinde; en yüksek bağlanma değerlerine sahip CCP+SBU grubunda yaygın olarak karışık başarısızlık tipi görülürken, diğer yüzey işlemi gruplarında genel olarak koheziv

başarısızlıkla karşılaşılmıştır. Mevcut çalışmada olduğu gibi, univarsal adezivin tek başına veya silan ile birlikte kullanıldığı benzer çalışmalarda da yaygın olarak koheziv ve karışık kırık tipleri gözlenmiştir (Yao ve ark., 2017; Sebben ve ark., 2018).

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri, yalnızca bir marka universal adeziv kullanılmasıdır. Hızla gelişen adeziv diş hekimliğinde, farklı kimyasal bileşime sahip çeşitli universal adezivler ve silan primerleri bulunmaktadır. Bağlantı dayanımına farklı universal adezivlerin ve silan ajanlarının etkisi yeni çalışmalar ile değerlendirilmelidir.

Bu çalışmada, bağlantı dayanımı testinden önce örnekler 24 saat distile suda bekletilerek hidrolitik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Genellikle adeziv yapıda meydana gelen değişiklikler uzun vadede görülmektedir. Termal siklus uygulaması, uzun süre suda bekletme veya mekanik siklus uygulaması gibi yaşlandırma metotlarının kullanıldığı, klinik koşulları daha iyi yansıtan in vitro çalışmalar ve klinik takip içeren in-vivo çalışmalar, adeziv sistemlerin uzun dönem bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde faydalı olacaktır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mevcut çalışmanın deneysel koşulları ve limitasyonları göz önünde bulundurularak elde edilen sonuç ve öneriler şu şekildedir:

1. Tüm CAD/CAM materyalleri değerlendirildiğinde en düşük bağlanma dayanımı değerleri Monobond Plus uygulaması sonucu, en yüksek bağlanma dayanımı değerleri ise Single Bond Universal adezivin Ceramic Primer ile birlikte kullanılması sonucu elde edilmiştir.
2. Tüm CAD/CAM materyallerinde tek başına Single Bond Universal adeziv uygulaması, tek başına Monobond Plus uygulamasına göre daha yüksek bağlantı değerleriyle sonuçlanmıştır. Universal adezivlerin CAD/CAM materyallerinin adeziv simantasyonunda yeterli bağlanma dayanımı sağladığı söylenebilir.
3. Vita Mark ve e.max CAD materyallerinde, universal adezivin silan primerleri ile birlikte kullanılması bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede artırmıştır. Bu materyallerin adeziv simantasyonunda, universal adeziv uygulamasından önce silanın ayrı bir aşama olarak uygulanması önerilmektedir.
4. Vita Suprinity materyalinde, Single Bond Universal adezivin MDP içeren silan primerleri ile kullanılması bağlanma değerlerini anlamlı olarak artırmıştır. Bu materyalin adeziv simantasyonunda, MDP içeren silan primerlerinin universal adezive ilave bir adım olarak uygulanması önerilmektedir.
5. Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinde silan primerlerinin Single Bond Universal adeziv ile kombine kullanılması bağlanma dayanımını geliştirmiştir. Bu materyallerin adeziv simantasyonunda, universal adezivin tercihen MDP içeren silan primerleri ile kullanılması önerilmektedir.
6. Ceramic Primer ve Monobond Plus primerlerinde benzer şekilde etanol içerisinde MDP ve silan bulunmasına rağmen, Ceramic Primer kullanılması daha yüksek bağlantı değerleriyle sonuçlanmıştır. Bu nedenle adeziv simantasyonda kullanılan primerlerin, üreticinin tavsiye ettiği rezin simanlarla kullanılması bağlanma dayanımının geliştirilmesinde faydalı olacaktır.

## KAYNAKLAR

- Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, Morton D. (2015). Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. *Operative Dentistry*, 40(4), 350–356.
- Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, (2014)1-15.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, 22(9), 857–863.
- Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(2), 107–118.
- Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. (2008). Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs indirect class II MO composite restorations. *Operative Dentistry*, 33(5), 587–592.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.
- Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H. (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23(3), 213–220.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380.
- Alghazzawi TF. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
- Alla RK. (2013). *Dental Materials Science* (1<sup>st</sup> edition). New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers (Pvt) Ltd. S: 248-284.

- Alp G, Murat S, Yılmaz B. (2018). Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA- Based Polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28 (2019): 491-495.
- Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yılmaz B. (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 263–268.
- Alrabiah M, Labban N, Brown JLD, Chu T, Bottino MC, Platt J. (2017). Bond strength and durability of universal adhesive agents with lithium disilicate ceramics. *Journal of Adhesion Science and Technology*, (2017): 1-10.
- Alrahlah A, Awad MM, Vohra F, Al-Muhadi A, Al jeaidi ZA, Elsharawy M. (2017). Effect of self etching ceramic primer and universal adhesive on bond strength of lithium disilicate ceramic. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 31(23): 2611-2619.
- Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339–347.
- Anusavice KJ, Phillips RW, Rawls HR, Shen C. (2013). Phillips' science of dental materials (12th ed). St. Lois, Mo: Elsevier/Saunders. S: 418-473.
- Ardlin BI. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590–595.
- Att W, Girard M. (2014). Digital workflow in reconstructive dentistry. In Ferencz JL, Silva N, Navarro JM, (Ed.). *High-Strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives*. Chicago, IL: Quintessence Publishing. S: 260–277.
- Attia A, Kern M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 551–556.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534–540.

- Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed MS, Alrahlah A, Bhandi SH. (2017). Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: an overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(7), 622–626.
- Awada A, Nathanson D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587–593.
- Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13–18.
- Bavbek AB, Goktas B, Cekic-Nagas I., Egilmez F, Ergun G, Eskitascioglu G. (2013). Micro-shear bond strength of resin cement to dentin after application of desensitizing toothpastes. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3–4), 952–956.
- Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G ve ark. (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 2–8.
- Beier, U. S., & Dumfahrt, H. (2014). Longevity of silicate ceramic restorations. *Quintessence International*, 45(8), 637-644.
- Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H ve ark. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84–98.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Blatz MB, Conejo J. (2019). The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics*, 63(2), 175–197.
- Blatz MB, Mante FK, Saleh N, Atlas AM, Mannan S, Ozer F. (2013). Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement—a randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 793–798.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the

- literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268–274.
- Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 247–254.
- Bona AD, Anusavice KJ, Hood JAA. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 248-253.
- Bona AD, Anusavice KJ, Shen C. (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(4), 305-313.
- Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.
- Bosch G, Ender A, Mehl A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425–1431.
- Braga RR, Ballester RY, Daronch M. (2000). Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental Materials*, 16(4), 303–310.
- Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.
- Callister WD, Rethwisch DG. (1997). Characteristics, applications, and processing of polymers. *Materials Science and Engineering An Introduction*, 4th edition. New York: John Wiley & Sons, Inc. S: 465–505.
- Campos F, Almeida CS, Rippe MP, De Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative Dentistry*, 41(2), 171–178.
- Capa N, Say EC, Celebi C, Casur A. (2019). Microtensile bond strengths of adhesively bonded polymer-based CAD/CAM materials to dentin. *Dental Materials Journal*, 38(1), 75–85.
- Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Malaquias P, Gutierrez M, Reis A ve ark. (2017).

Effect of MDP-containing silane and adhesive used alone or in combination on the long-term bond strength and chemical interaction with lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent*, 19(3), 203–212.

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6), 394–398.

Cavalcanti AN, Mitsui FHO, Ambrosano GMB, Marchi GM. (2007). Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 80(1), 52–58.

Çetindağ MT, Ayşef M. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524–533.

Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. (2017). Machinability of CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 194–199.

Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K ve ark. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, 43(5), 525–536.

Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954–962.

Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Chen C, Xie H ve ark. (2017). Chemical affinity of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate to dental zirconia: Effects of molecular structure and solvents. *Dent Mater*, 33: 415–427.

Cho BH, Dickens SH. (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dental Materials*, 20(2), 107–115.

- Christensen GJ. (1997). Buonocore Memorial Lecture. Tooth-colored posterior restorations, 1997. *Operative Dentistry*, 22(4), 146.
- Christensen GJ. (2008). Successful use of in-office CAD/CAM in a typical practice. *The Journal of the American Dental Association*, 139(9), 1257–1260.
- Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS (2017). Translucency and strength of high translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent*, 65(1), 48-52.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426.
- Çömlekoğlu, ME. (2018). Klinik Tipi CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri*, 4(3), 24–32.
- Coşkun A, Yaluğ S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 97–102.
- Dayangac GB. (2011). Kompozit restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti. S:2-39.
- de Carvalho RF, Martins MEMN, de Queiroz JRC, Leite FPP, Özcan, M. (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental Materials Journal*, 30(3), 392-397.
- de Carvalho RF, Cotes C, Kimpara ET, Leite FP, Özcan M. (2015). Heat treatment of pre-hydrolyzed silane increases adhesion of phosphate monomer-based resin cement to glass ceramic. *Braz Dent J*, 26(1):44-49.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve ark. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132.
- Della-Bona A. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, 13(2), 101–109.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–699.

- Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564–569.
- Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202–1209.
- Denry I, Kelly JR. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Dhandapani NV, Thangarasu VS, Sureshkannan G. (2015). Investigation on effect of material hardness in high speed CNC end milling process. *The Scientific World Journal*, 2015,1-6.
- Donovan TE, Cho GC. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(3), 197–199.
- Drummond JL. (2008). Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of Dental Research*, 87(8), 710–719.
- Durkan R, Deste G. (2018). Momolitik zirkonya seramik kullanılarak sabit dental rehabilitasyon: Klinik vaka raporu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(3), 385–390.
- El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. (2018). Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(1), 75–83.
- El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201–210.
- El Mourad AM. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The Open Dentistry Journal*, 12, 664-678.
- El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*, 19(7), 575–583.

- Eliades G, Eliades T, Watts DC. (2005). Dental hard tissues and bonding. Berlin, Heidelberg:Springer Verlag. S.53-67.
- Elsaka SE. (2016). Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, 104(1), 68–76.
- Fasbinder DJ. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*, 23(10), 911–922.
- Fasbinder DJ. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702–704.
- Fasbinder DJ. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(1), 50–52.
- Fasbinder DJ. (2018). Material Matters: A Review of Chairside CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 34(3), 64-75.
- Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association*, 135(1), 11-16.
- Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. (2003). Net- shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*, 23(4), 382-390.
- Fischer ER, Hansen BT, Nair V, Hoyt FH, Dorward DW. (2012). Curr Protoc Microbiol. Scanning Electron Microscopy. *John Wiley & Sons, Inc*, 25(1),2B.2.1-2B.2.47.
- Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), 575–579.
- Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Lagana DC, Sesma N. (2018). Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 214–219.
- GC Cerasmart Product Description. Erişim: 1 Eylül 2014; <http://www.gcamerica.com>.
- Giordano R, McLaren EA. (2010). Ceramics overview: classification by

- microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31(9), 682-370.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
- Griffin Jr JD. (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today*, 32(1), 124–126.
- Groten M, Pröbster L. (1997). The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 10(2), 169-177.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456.
- Güth JF, Magne P. (2016). Optical integration of CAD/CAM materials. *Int J Esthet Dent*, 11(3), 394–409.
- Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B ve ark. (2012). Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475–484.
- Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues Jr AL. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2), 165–169.
- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y ve ark. (2002). Micromorphological changes in resin- dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 306–311.
- Heintze SD. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29(1), 59–84.
- Hill EE, Lott J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 67–76.
- Hilton TJ, Ferracane JL, Broome, JC. (2013). Summitt’s fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. (4th ed.) Hanover Park (IL): Quintessence

Publishing Company Incorporated.S:207-248.

- Ho GW, Matinlinna JP. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part II: Chemical surface treatments. *Silicon*, 3(3), 117.
- Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(8), 645–648.
- Holt LR, Boksman L. (2012). Monolithic zirconia: minimizing adjustments. *Dentistry Today*, 31(12), 78–80.
- ISO. (2003). TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat.
- Isolan CP, Valente LL, Münchow EA, Basso GR, Pimentel AH, Schwantz JK ve ark. (2014). Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Applied Adhesion Science*, 2(1), 1-10.
- Jacobsen T, Soderholm KJ, Garcea I, Mondragon E. Calcium leaching from dentin and shear bond strength after etching with phosphoric acid of different concentration. *Eur J Oral Sci*, 2000, 108: 247-254.
- Joda T, Brägger U. (2015). Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1430–1435.
- Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. (2015). Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Operative Dentistry*, 40(4), 372–378.
- Kapos T, Evans C. (2014). CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Suppl), 117-136.
- Karl M. (2015). In vitro studies on CAD/CAM restorations fabricated with Procera technology: An overview. *Quintessence International*, 46(7), 561-574.
- Kelly JR, Benetti P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and

- current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.
- Kelly JR, Denry I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–32.
- Kern M, Barloi A, Yang B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, 88(9), 817–822.
- Kilinc H, Turgut S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107–113.
- Kim DY, Kim EB, Kim HY, Kim JH, Kim WC. (2017). Evaluation of marginal and internal gap of three-unit metal framework according to subtractive manufacturing and additive manufacturing of CAD/CAM systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 463–469.
- Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. (2012). Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(4): 385-392.
- Kollmuss M, Kist S, Goeke JE, Hickel R, Huth KC. (2016). Comparison of chairside and laboratory CAD/CAM to conventional produced all-ceramic crowns regarding morphology, occlusion, and aesthetics. *Clinical Oral Investigations*, 20(4), 791–797.
- Köseoğlu B, Bayındır YZ. (2020). Effect of universal adhesives and surface treatments on shear bond strength to hybrid CAD/CAM ceramics. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 6(3): 500-507.
- Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 60D-76D.
- Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(1), 116-120.

- Ladha K, Verma M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(2), 79–88.
- Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M ve ark. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705–710.
- Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), 275-283.
- Lee HY, Han GJ, Chang J, Son HH. (2017). Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(2), 95–104.
- Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. (2015). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6), 715-719.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216.
- Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. (2017). Efficacy of different surface treatments for intraoral repair of veneered zirconia frameworks. *J Adhes Dent*, 19(4), 323–329.
- Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. (2015). Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), 102-109.
- Lise DP, Perdigão J, Van Ende A, Zidan O, Lopes GC. (2015). Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Operative Dentistry*, 40(5), 524–532.

- Loomans BAC, Özcan, M. (2016). Intraoral repair of direct and indirect restorations: procedures and guidelines. *Operative Dentistry*, 41(S7), S68–S78.
- Lung CYK, Matinlinna JP. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 28(5), 467–477.
- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495.
- Mair L, Padipatvuthikul P. (2010). Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental Materials*, 26(2), e17–e23.
- Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*, 55(2), 311–332.
- Matinlinna JP. (2013). Processing and bonding of dental ceramics. Vallittu P. (Ed.) In *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*. Philadelphia: Woodhead Publishing. S:129-160.
- Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LVJ, Vallittu PK. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dental Materials*, 22(9), 824–831.
- Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 155-164.
- Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13–28.
- Miyazaki T, Hotta Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97–106.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.

- Montagner AF, Opdam NJ, De Munck J, Cenci MS, Van Meerbeek B, Huysmans MD. (2017). Bonding efficacy and fracture pattern of adhesives submitted to mechanical aging with the Rub&Roll device. *J Adhes Dent*, 19(1), 59–68.
- Mörmann WH. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137(1), 7S-13S.
- Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20(2013), 113–125.
- Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C ve ark. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29(2014), 295–308.
- Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. (2010). Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Operative Dentistry*, 35(4), 420–427.
- Nguyen JNT, Harbison AM. (2017). Scanning Electron microscopy sample preparation and imaging. In *Molecular Profiling*. New York: Springer. S:71-84.
- O'Brien WJ. (2002). Dental materials and their selection (3rd Ed). Hanover Park (IL): Quintessence Pub Co. Inc, 5, 62–70.
- Oshida Y, Miyazaki M. (1996). Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 6(2), 87–100.
- Otto T, De Nisco S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122-128.
- Otto T, Schneider D. (2008). Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *The International Journal of Prosthodontics*, 21(1), 53–59.
- Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. (2005). The effect of

- a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 459–466.
- Pameijer CH. (2012). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1-7.
- Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen C, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 27(4), 465–472.
- Paul J. (2015). Dental Cements-A Review to Proper Selection. *Int J Curr Microbiol App Sci*, 4(2), 659–669.
- Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P ve ark. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of Dentistry*, 35(4), 282–288.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. (2007). 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 I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 73–85.
- Polat ZS, Ünal SM, Nigiz R. (2018). CAD/CAM Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri*, 4(3), 33–39.
- Ra'fat IF, Aldhafeeri AF, Alogaili RS. (2018). A technique to facilitate ceramic veneer cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 194–197.
- Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. (2010). A Preliminary Study on the Short-Term Efficacy of Chairside Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing--Generated Posterior Lithium Disilicate Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 23(3), 214-216.
- Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P ve ark. (2017). Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017,1-9.
- Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J. (2015). Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dental Materials*, 31(12), e279–e288.

- Romanini-Junior JC, Kumagai RY, Ortega LF, Rodrigues JA, Cassoni A, Hirata R ve ark. (2018). Adhesive/silane application effects on bond strenght durability to a lithium disilicate ceramic. *Journal of Esthtetic and Restorative Dentistry*, 30(4): 346-351.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. (2015). Contemporary Fixed Prosthodontics (L. M. Rosenstiel Stephen (Ed.). St Louis: Mosby Elsevier. S: 325-327.
- Ruse ND, Sadoun MJ. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–1234.
- Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. (2005). Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7(4), 297-302.
- Sakaguchi RL, Powers JM. (2012). Craig’s restorative dental materials-e-book. Philadelphia: Mosby, Elsevier Health Sciences. S:83-107.
- Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo MP, Ørstavik D. (2003). Adhesion of endodontic sealers: scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *Journal of Endodontics*, 29(9), 595–601.
- Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. (2006). pKa Value and Buffering Capacity of Acidic Monomers Commonly Used in Self-etching Primers. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(3), 143-150.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R ve ark. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240.
- Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr GC. (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 31–37.
- Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. (2017). Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin- glass ceramic adhesion properties. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(3),1-9.
- Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. (2010). Direct comparison of the bond strength

- results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), 78–93.
- Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 217–226.
- Schmitter M. (2012). Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 71–74.
- Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. (2016). Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dental Materials Journal*, 35(5), 796–802.
- Scotti N, Cavalli G, Gagliani M, Lorenzo B. (2017). New adhesives and bonding techniques. Why and when? *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 12(4), 2-13.
- Sebben J, Canevese VA, Alessandretti R, Pereira GKR, Onofre RS, Bacchi A ve ark. Effect of surface coating on bond strenght between etched felspar ceramic and resin- based luting agents. *BioMed Research International*, 2018: 1-6.
- Sevmez H, Güngör MB, Yılmaz H. (2018). Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(3), 148-159.
- Shahrbaf S, Van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*, 30(2), 234–241.
- Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. (2015). Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*, 6(11), 7414–7417.
- Silva e Souza Jr MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva e Souza PAR, Góes MF. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207–214.
- Simon JF, Darnell LA. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*,

33(1), 28–30.

- Sita Ramaraju DV, Alla RK, Alluri VR, Raju M. (2014). A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35.
- Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1-17.
- Stamatacos C, Simon JF. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(1), 42-46.
- Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations*, 16(6), 1669–1677.
- Stephen FR, Martin F, Junhei F. (2006). Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier. S: 674-693.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296.
- Tapiea L, Lebonb N, Mawussic B, Chabouisd HF, Durete F, Attalf JP. (2015). Understanding dental CAD/CAM for restorations—the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint Dentale CAD/CAM-Systeme zum Zahnersatz verstehen—der digitale Workflow aus Sicht des Maschinenbaus. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1), 21–44.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 27(1), 71–82.
- Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Burrow MF. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), 147-162.

- Ting- shu S, Jian S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313–321.
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. (2000). Structural reliability of alumina-,feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–535.
- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH ve ark. Durability of resin-dentin bonds:effect of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater*, 23: 885-892.
- Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P ve ark. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, 35(5), 748–755.
- Tunaç AT, Can E. (2020). Üiversal Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 26(3), 496-503.
- Tzanakakis EGC, Tzoutzas IG, Koidis PT. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 9–19.
- Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. (2004). Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *American Journal of Dentistry*, 17(3), 191–195.
- Ural Ç, Kaleli N. (2017). Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Porselenler ve Farklı Sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*, 3(3), 151–163.
- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2) 130-151.
- Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for*

*Biomaterials*, 88(2), 558–578.

- Valandro LF, ÖZCAN M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*, 27(6), 849–855.
- Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253–259.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve ark. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-121.
- Van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.
- Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 142(2), 20-24.
- Vasconcellos WA, Alvim HH, Saad JR, Susin AH. (2007). Effects of surface treatment on the microtensile bond strength of ceramic materials to dentin. *Acta Odontologica Latinoamericana: AOL*, 20(2), 103–107.
- Vita Enamic Product Information. Erişim: 1 Mart 2015. <https://www.vita-zahnfabrik.com>
- Vita Zahnfabrik. Erişim tarihi: 26 Haziran 2019, <https://www.vitazahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>
- Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224–231.
- Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104–1108.
- Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. (2004). Glass/ceramic/refractory

- techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136–143.
- Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. (2017). Aspects of adhesion tests on resin–glass ceramic bonding. *Dental Materials*, 33(9), 1045–1055.
- Yao C, Zhou L, Yang H, Wang Y, Sun H, Guo J, Huang C. (2017). Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer-aided design/computer-aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics. *European Journal of Oral Sciences*, 125(2), 173–180.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41–48.
- Yenice N, Büyükdere AK. (2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan TAM seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review*, 2(1), 1–15.
- Yin R, Kim YK, Jang YS, Lee JJ, Lee MH, Bae TS. (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*, 107(3), 360–367.
- Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T ve ark. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376–381.
- Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Torii Y, Osaka A ve ark. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater* 32(2016): 1218-1225.
- Yu H, Zheng M, Chen R, Cheng H. (2014). Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dent Manag*, 13(1), 54–59.
- Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 10-17.
- Zaghloul H, Elkassas DW, Haridy MF. (2014). Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *Eur J Dent*

8: 44-52.

Zhang Y, Kelly JR. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797–819.

Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201–1208.

Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. (2015). Intraoral scanning systems- a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101–129.



## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : Ece EROĞLU

**Yabancı Dil** : İngilizce

<b>Derece</b>	<b>Bölüm/ Program</b>	<b>Üniversite</b>	<b>Yıl</b>
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Gazi Üniversitesi	2010-2015
Y. Lisans	Protetik Diş Tedavisi	Ordu Üniversitesi	2017-2021

### İş Deneyimi:

<b>Görev</b>	<b>Görev Yeri</b>	<b>Yıl</b>
Diş Hekimi	Tokat Reşadiye Devlet Hastanesi	2017-2017
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2017-2021