

**T.C.**  
**ERCIYES ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI REZİN KOMPOZİTLER İLE YAPIŞTIRILAN İNDİREKT  
RESTORATİF MATERYALLERİN İN VİTRO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hazırlayan**

**Aysun Tuğçe AKAY**

**Danışman**

**Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA**

**Uzmanlık Tezi**

**ARALIK 2018**

**KAYSERİ**

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

**Adı-Soyadı:** Aysun Tuğçe AKAY

**İmza:**

## YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

**“Farklı Rezin Kompozitler İle Yapıştırılan İndirekt Restoratif Materyallerin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi”** adlı Uzmanlık tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

**Tezi Hazırlayan**

Aysun Tuğçe AKAY

**Danışman**

Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA

**Restoratif Diş Tedavisi AD Başkanı**

**Doç. Dr. Soley ARSLAN**

**KABUL VE ONAY SAYFASI**

Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA danışmanlığında Aysun Tuğçe AKAY tarafından hazırlanan “**Farklı Rezin Kompozitler İle Yapıştırılan İndirekt Restoratif Materyallerin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi**” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Restoratif Diş Tedavisi** Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

28/12 /2018

**İmza****JÜRİ:**

Danışman: Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA (Restoratif Diş Ted. A.D.)

Üye: Doç. Dr. Soley ARSLAN (Restoratif Diş Ted. A.D.)

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Muhammet KARADAŞ (Recep Tayyip Erdoğan Üni. Restoratif Diş Ted. A.D.)

**ONAY:**

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının ..... tarih ve ..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

..... /...../ .....

**Doç. Dr. Soley ARSLAN****Anabilim Dalı Başkanı**

**TEŞEKKÜR**

# **FARKLI REZİN KOMPOZİTLER İLE YAPIŞTIRILAN İNDİREKT RESTORATİF MATERYALLERİN İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Aysun Tuğçe AKAY**

**Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Tezi, Aralık 2018**

**Danışman: Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA**

## **KISA ÖZET**

Diş hekimliğinde kaybedilen diş dokularının tamiri için çeşitli restoratif uygulamalar gerekmektedir. Bu uygulamalar ya direkt yöntemlerle ya da indirekt yöntemlerle çözümlenebilmektedir. Posterior dişlerde, kenar uyumları daha iyi bir restorasyon oluşturmak, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntıyı elimine etmek için ağız dışında polimerize edilip indirekt olarak uygulanan kompozit inley ve onleyler geliştirilmiştir. Anterior dişlerde ise indirekt olarak uygulanan seramik-kompozit laminate veneerler veya seramik kronlar ile ideal estetik özellikler ve renk stabilitesi sağlanabilmektedir. İndirekt restorasyonların klinik başarısı açısından simantasyon oldukça önemli bir adımdır. Yapılan bu çalışmada; yapıştırma materyali olarak bir self-adeziv rezin siman, bir mikrohibrit geleneksel kompozit ve bir bulk-fill kompozit rezin test edilmiştir. Çalışmada; 144 adet çürüksüz insan molar dişi kullanılmıştır. Standart dentin yüzeyleri elde edildikten sonra 2 mm. ve 4mm. olmak üzere iki farklı kalınlıktaki IPS E.max ve LAVA Ultimate bloklardan elde edilen prizma şeklindeki örnekler 3M Z250, VOCO X-trafil ve Relyx U200 rezin siman kullanılarak dişlere yapıştırılmıştır. Daha sonra örneklere termal siklus sonrası makaslama testi uygulanmış ve SEM görüntüleri alınmış ve istatistiksel analiz yapılmıştır. Elde edilen istatistiksel analiz sonuçlarına göre bloklar arasında ve farklı kalınlıklar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, kullanılan yapıştırma simanları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). En yüksek bağlanma dayanımı geleneksel mikrohibrit kompozit olan 3M Z250’ de görülmüştür. Bunu sırasıyla VOCO X-trafil ve Relyx U200 takip etmiştir. Sonuç olarak geleneksel

mikrohibrit kompozitler ve bulk-fill kompozitler, rezin simanlara alternatif olarak iyi bir yapıştırma materyali olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** İndirekt restorasyon, mikrohibrit kompozit, bulkfill kompozit, self-adeziv rezin siman



**IN VITRO EVALUATION OF INDIRECT RESTORATIVE MATERIALS  
BONDED WITH DIFFERENT RESIN COMPOSITES**

**Aysun Tuğçe AKAY**

**Erciyes University, Faculty of Dentistry**

**Department of Restorative Dentistry,**

**Dental Speciality Education Thesis, December 2018**

**Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Sezer DEMİRBUĞA**

**ABSTRACT**

Various restorative applications are required to repair tooth tissues in dentistry. These applications can be solved either directly or indirectly. In posterior teeth, composite inlays and inlays that are indirectly applied to polymerize outside of the mouth to form a better restoration, to eliminate polymerisation shrinkage and microleakage have been developed. In the anterior teeth, ideal aesthetic properties and color stability can be achieved with ceramic-composite laminate veneers or ceramic crowns that are applied indirectly. Cementation is an important step in terms of clinical success of indirect restorations. In this study; as a bonding material, a resin cement, a conventional composite and a bulk-fill composite resin were tested. In this study; 144 non-carious human molar teeth were used. After obtaining the standard dentin surfaces 2 mm. and 4mm. Prism-shaped samples obtained from IPS E.max and LAVA Ultimate blocks with two different thicknesses were bonded to the teeth using 3M Z250, VOCO X-trafil and Relyx U200 resin cement. Then, after the thermal cycle, the shear test was applied to the samples and SEM images were taken and statistical analysis was performed. According to the results of statistical analysis, there was no significant difference between the blocks and different thicknesses, but a significant difference was found between the adhesive cements used ( $p < 0.05$ ). The highest bond strength was seen in the traditional microhybrid composite 3M Z250. VOCO X-trafil and Relyx U200 respectively. Consequently, conventional microhybrid composites and bulk-fill composites may be a good bonding material as an alternative to resin cements.

**Keywords:** Indirect restoration, microhybrid composite, bulkfill composite, self-adhesive resin cement





## İÇİNDEKİLER

|   |   |
|---|---|
| BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK .....   | ii                                      |
| YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....   | iii                                     |
| KABUL VE ONAY SAYFASI .....   | iv                                      |
| TEŞEKKÜR.....   | v                                       |
| ÖZET .....  | <b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b> |
| ABSTRACT .....  | viii                                    |
| İÇİNDEKİLER .....   | x                                       |
| KISALTMALAR ve SİMGELER .....   | xiii                                    |
| TABLolar LİSTESİ .....  | xv                                      |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....  | xvi                                     |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ .....  | 1                                       |
| 2. GENEL BİLGİLER .....   | 4                                       |
| 2.1. İndirekt Restorasyonlar .....                                      | 5                                       |
| 2.2. CAD-CAM Sistemler .....  | 6                                       |
| 2.2.1. Tarihçe .....  | 6                                       |
| 2.2.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları: .....                         | 7                                       |
| 2.2.3. CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları: .....                      | 8                                       |
| 2.2.4. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller: .....              | 8                                       |
| 2.3. Dental Seramikler .....  | 8                                       |
| 2.3.1. CAD-CAM İşleminde Kullanılan Seramik Bloklar .....               | 10                                      |
| 2.3.1.1. Feldspatik Seramik Bloklar: .....                              | 10                                      |
| 2.3.1.2. Mika Bazlı Seramik Bloklar: .....                              | 10                                      |
| 2.3.1.3. Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar: .....                | 11                                      |
| 2.3.1.4. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar: ..... | 11                                      |

|  |    |
|--|----|
| 2.3.1.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik bloklar: ..... | 12 |
| 2.3.1.6. Cam infiltre edilmiş alumina ve zirkonya seramik bloklar: .....         | 12 |
| 2.3.1.7. Alumina bazlı polikristalin seramik bloklar: .....                      | 13 |
| 2.3.1.8. Zirkonya bazlı polikristalin seramik bloklar: .....                     | 13 |
| 2.3.2. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Rezin İçerikli Bloklar .....                | 14 |
| 2.3.3. Hibrit Materyaller .....  | 15 |
| 2.3.3.1. Vita Enamic .....   | 15 |
| 2.3.3.2. Lava Ultimate .....   | 15 |
| 2.3.3.4. Cerasmart .....   | 16 |
| 2.3.3.5. SHOFU Blok .....  | 16 |
| 2.3.3.6. KZR-CAD HR2 Blok .....  | 17 |
| 2.4. İNDİREKT RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU .....                                | 17 |
| 2.4.1. Yapıştırma Simanları .....  | 18 |
| 2.4.2. Rezin Simanlar .....  | 18 |
| 3. MATERYAL VE METOD .....   | 22 |
| 3.1. Dişlerin toplanması .....   | 22 |
| 3.2. Seramik deney bloklarının hazırlanması .....                                | 22 |
| 3.3. Grupların oluşturulması .....   | 24 |
| 3.4. Termal Siklus .....   | 30 |
| 3.5. Bağlanma dayanımının ölçülmesi .....  | 30 |
| 3.6. Başarısızlık tipleri .....  | 31 |
| 3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme .....                        | 32 |
| 3.8. İstatistiksel Analiz .....  | 32 |
| 4. BULGULAR .....  | 33 |
| 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları .....                            | 33 |

|                                      |    |
|--------------------------------------|----|
| 4.2. Kırılma Tiplerinin Analizi..... | 36 |
| 4.3. Sem Görüntüleri .....           | 38 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....           | 41 |
| 6. KAYNAKLAR .....                   | 53 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                       | 65 |



**KISALTMALAR ve SİMGELER**

$\mu\text{m}$ : Mikrometre

sn: Saniye

%: Yüzde

$\text{Al}_2\text{O}_3$ : Alüminyumoksit

ark: Arkadaşları

BIS-GMA: Bisfenol-A-Glisidil Dimetakrilat

HEMA: Hidrofilik hidroksietil metakrilat

TEGDMA: Triethyleneglycodimethacrylate

UDMA: Üretan dimetakrilat

Bis-EMA: Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate

10-MDP: 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat

CAD-CAM: (computer aided design-computer aided manufacturing)

cm: Santimetre

HF: Hidroflorik asit

ISO: International Standarts Organisation (Uluslararası standartlar organizasyonu)

LED: Light emitting diot

mm: Milimetre

mm/dk: Milimetre/dakika

MPa: Megapaskal

N: Newton

p: Anlamlılık değeri

SEM: Scanning Electron Microscopy

$^{\circ}\text{C}$ : Santigrat derece

$\text{SiO}_2$ : Silisyum dioksit /silika

$\text{Li}_2\text{SiO}_3$ : Lityum metasilikat kristali



**TABLolar LİSTESİ**

|  |    |
|--|----|
| <b>Tablo 1.</b> Çalışmada kullanılan materyallerin içeriği ve LOT numaraları.....  | 29 |
| <b>Tablo 2.</b> Test gruplarının ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkları .....                         | 34 |
| <b>Tablo 3.</b> Kullanılan yapıştırma simanlarının ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları ..... | 35 |
| <b>Tablo 4.</b> Seramik blokların ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları .....                  | 35 |
| <b>Tablo 5.</b> Seramik blok kalınlıklarının ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları .....       | 36 |
| <b>Tablo 6.</b> Kırılma Tiplerinin Gruplara Göre Dağılımı .....  | 37 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|  |    |
|--|----|
| <b>Resim 1.</b> IPS E.max blok.....  | 23 |
| <b>Resim 2.</b> LAVA Ultimate blok.....  | 23 |
| <b>Resim 3.</b> İndirekt restorasyon materyallerinden kesit elde edilmesi.....   | 23 |
| <b>Şekil 1.</b> Çalışma gruplarının şematik gösterimi.....   | 25 |
| <b>Resim 4.</b> Kuşlama cihazı.....  | 27 |
| <b>Resim 5.</b> %9 Hidroflorik asit.....   | 27 |
| <b>Resim 6.</b> 3M Single Bond Universal.....  | 28 |
| <b>Resim 7.</b> Bisco Bis-silan.....   | 28 |
| <b>Resim 8.</b> VOCO.....  | 28 |
| <b>Resim 9.</b> X-trafil.....  | 28 |
| <b>Resim 10.</b> 3M Z250.....  | 28 |
| <b>Resim 11.</b> RelyX U200.....   | 28 |
| <b>Resim 12.</b> Hazırlanan örnek.....   | 31 |
| <b>Resim 13.</b> Örnek yerleştirilmiş Universal Test Cihazı.....   | 31 |
| <b>Resim 14.</b> VOCO X-trafil ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate Örneklerin bağlantı arayüzünde görülen ‘adeziv’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, a: adeziv.....              | 38 |
| <b>Resim 15.</b> VOCO X-trafil ile yapıştırılan 4mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen ‘karışık’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü k: kompozit, a: adeziv, s: smear tabakası..... | 38 |
| <b>Resim 16.</b> 3M Z250 ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen ‘adeziv’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, k: kompozit.....                   | 39 |
| <b>Resim 17.</b> 3M Z250 ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate grubunda gözlenen ‘koheziv’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü.....   | 39 |



- Resim 18.** VOCO X-trafil ile yapıştırılan 2mm. IPS E.max örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen ‘karışık’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü a: adeziv, s: smear tabakası, k: kompozit..... 40
- Resim 19.** RelyX U200 self-adeziv rezin siman ile yapıştırılan 4mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen ‘karışık’ tip ayrılmanın x500 ve x1500’lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, r: rezin siman ..... 40



## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde, dişhekimliğinde estetiğe verilen önemin ve bu yöndeki beklentilerin gittikçe artması nedeniyle restoratif diş hekimliğinde yoğun bilimsel çalışmalar yapılmaktadır. Son 60 yıl içerisinde uygulanan seramik restorasyonlarda önemli değişimler yaşanmış ve seramik restorasyonların diş dokusuna bağlanmasını sağlayan adeziv sistemlerde de gelişmeler meydana gelmiştir.

Kullanılan amalgam veya döküm restorasyonların yerini zamanla kompozit ve seramik restorasyonlar almıştır. Kompozit rezinler, amalgamın dezavantajlı olduğu durumlarda, ağız hijyeni iyi olan hastalarda, estetik kriterlerin ön planda olduğu vakalarda uygulanabilir. Seramiklerdeki gelişmeler ile seramik restorasyonların kullanımı oldukça artmıştır. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal dişle mükemmel uyum göstermeleri seramik restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelir.

Ayrıca; tüberkül kırığı ve estetik önemli olduğunda, endodontik tedavi görmüş dişlerde, aşınmanın fazla olduğu bölgelerde, metal restorasyon istemeyen veya metal alerjisi olan hastalarda, geniş ve derin çürük kavitesi bulunan dişlerde, zayıflamış duvarların tüberkül kırıklarına karşı güçlendirilmesi amacıyla, karşıt arka porselen kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde, bağlanma özelliği olmayan amalgam restorasyonların sıklıkla düştüğü kavitelerde kullanılabilirler.

Seramiklerdeki gelişmeler ile seramik restorasyonların kullanımı oldukça artmıştır. Sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal dişle mükemmel uyum göstermeleri seramik restorasyonların tercih nedenlerinin başında gelir.

1974'den beri diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) teknolojisi kullanılmaktadır. Son yıllarda yapılan yazılımsal ve donanımsal gelişmelerle birlikte kullanımı iyice artan bu bilgisayar teknolojisi, özellikle hekime zaman kazandırması ve kolaylığı açısından estetik restorasyonlarda önemli bir yer edinmiştir.

CAD-CAM sistemleri sayesinde laboratuvar işlemlerinin bir kısmı elimine edilmiş ve aynı seansta ağızdan dijital ölçü alma işlemi ve bilgisayar destekli üretim sistemi ile restorasyonun hazır hale getirilmesi sağlanmıştır. Böylece laboratuvar işlemleri esnasında karşılaşılan hata ve başarısızlıklar ortadan kaldırılmış. Ayrıca; CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, bilgisayar destekli tasarım ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolünün yapılmasını sağlamaktadır.

Son derece estetik olan seramik restorasyonların başarısı seçilen siman ve simantasyon tekniğine bağlıdır. Seramik restorasyonların yapıştırılmasında daha önceleri çinkofosfat siman ve cam iyonomer siman kullanılmaktaydı ancak bu simanlarla yapıştırma sonucunda restorasyonun ince kısımlarında kırılmalar gözleniyordu. Kırılmalar, retansiyon kaybı ve estetik sorunlar rezin simanların gelişmesine neden olmuştur.

CAD-CAM restorasyonları diş dokusuna bağlamak için kullanılan yapıştırma simanlarından olan rezin simanlar, estetik olmaları, çözünürlüklerinin az olması ve diş dokusuna olan güçlü bağlantılarından dolayı günümüzde neredeyse tek alternatif olmuşlardır.

Diş, restorasyon ve rezin simanın sağlam bir bağlantı gerçekleştirilmesiyle restorasyonun başarısızlık şansı düşmekte ve klinik ömrü uzamaktadır. Bu nedenle; rezin simanların, dişe ve restorasyona olan bağlanma dayanımı, restorasyonun başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Simantasyonda rastlanılan en büyük problem, restorasyon ve diş arasında polimerizasyon büzülmesi ile ortaya çıkan mikroaralıktır. Bu mikroaralık, restorasyon ile diş arasındaki bağlantıyı kötü yönde etkileyecektir. Kullanımı gittikçe artan kompozit rezin simanların diş dokusuna en iyi şekilde bağlanmalarının sağlanması için çalışmalar devam etmektedir. Halen gelişmekte olan dentin bonding sistemler bu konuda dişhekimliğine büyük katkıda bulunmaktadır. Resin simanlar, optimum renk karakteristiklerine ve yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Termal genişleme katsayılarının uyumsuzluğundan kaynaklanan kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve

postoperatif hassasiyet ise önemli dezavantajlardır.

Bu çalışmanın amacı; üç farklı siman kullanılarak dentine bağlanan farklı kalınlıklardaki iki indirekt restorasyon materyalinin bağlanma dayanımını incelemektir.



## 2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde kaybedilen diş dokularının tamiri için çeşitli restoratif uygulamalar gerekmektedir. Bu uygulamalar ya direkt yöntemlerle ya da indirekt yöntemlerle çözümlenebilmektedir. Black'in öne sürdüğü extension for prevention (koruma için genişletme) ilkesi ve tanıttığı kavite açma kuralları uygulanarak yapılan amalgam restorasyonlar, diş hekimleri tarafından uzun yıllar sıklıkla kullanılmıştır (1) . Ancak minimal invaziv dişhekimliği konseptinin benimsenmesi ve hastaların bu konudaki talepleri ve estetik beklentileri doğrultusunda diş dokularına bağlanan adeziv materyaller ve rezin kompozitler geliştirilmiş ve direkt restoratif uygulamalarda yeni bir çağır açılmıştır. Bu alandaki yenilikler ise her geçen gün artmaktadır (2) .

Günümüzde direkt kompozitlerin doldurucu içeriklerinin ve polimerizasyon özelliklerinin geliştirilmesiyle yapıları güçlendirilmiştir. Mekanik ve optik özellikleri oldukça iyileştirilerek klinik dayanımları ve estetik özellikleri artırılmıştır. Ayrıca bulk-fill kompozitlerin geliştirilmesiyle tabakalama işlemi ortadan kaldırılarak daha kolay ve daha kısa sürede uygulama olanağı elde edilmiştir. Bununla birlikte direkt kompozit restorasyonların büyük posterior kaviteelerde polimerizasyon büzülmesi ve direnç eksikliği gibi dezavantajları bulunmaktadır. Buna ek olarak; gelişen mikrosızıntı da restorasyonların başarısızlığındaki en önemli etkenlerden birini oluşturmaktadır. Ayrıca estetik beklentinin çok yüksek olduğu anterior dişlerde de renk stabilite ve optik özellikleri her zaman istenilen ölçüde sağlanamamaktadır (3, 4) .

Posterior dişlerde, kenar uyumları daha iyi bir restorasyon oluşturmak, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntıyı elimine etmek için ağız dışında polimerize edilip indirekt olarak uygulanan kompozit inley ve onleyler geliştirilmiştir (3) .

Ayrıca estetik beklentilere daha iyi cevap veren, mekanik özellikleri kompozitlere göre çok daha iyi olan diş rengindeki seramik gibi materyaller de inley ve onley yapımında

kullanılmaktadır. Böylece restorasyonların dayanıklılıkları artırılıp klinik ömürleri uzatılmaktadır (5, 6) .

Anterior dişlerde ise indirekt olarak uygulanan seramik- kompozit laminate venerler veya seramik kronlar ile ideal estetik özellikler ve renk stabilitesi sağlanabilmektedir (7, 8) .

## **2.1. İndirekt Restorasyonlar**

Günümüzde, hastaların estetik beklentileri daha ön plana çıkmış ve tedavi yöntemleri açısından da daha doğal görünümü talep etmektedirler. Bu nedenle hekimler de daha estetik ve doğal sonuçlara ulaşmayı sağlayan indirekt restorasyon yöntemlerine yönelmişlerdir (9, 10) .

İndirekt teknik, hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde ağız dışında restorasyonun üretilmesidir. En az iki klinik çalışma seansı gerekmektedir. İndirekt yöntemde materyal ve yöntem çeşitliliği oldukça fazladır. Bu sayede aşınmaya karşı yüksek dirençli restorasyonlar üretmek, ideal kontak alanlarını ve konturları kolayca sağlamak mümkündür. Teknisyen tarafından laboratuvar ortamında hazırlandığından hekime zaman kazandırılır. Direkt kompozit uygulamalarında görülen polimerizasyon büzülmesi elimine edilebilmektedir. Biyouyumlulukları daha fazladır. Buna karşın; indirekt uygulamalar daha maliyetlidirler ve üretilmeleri daha fazla zaman alır. Üretim aşaması teknik hassasiyet gerektirir. Seramik restorasyonlarda karşıt dişte aşınma veya yeterli kalınlık sağlanamadığında kırılma problemi oluşabilir. Kompozit restorasyonlarda rezin simanla bağlantı problemleri meydana gelebilmektedir. Tamir edilmeleri direkt restorasyonlara göre daha zordur (11) .

İndirekt restorasyonlar için metal, seramik veya kompozit rezin maddeleri kullanılabilir. Metal indirekt restorasyonlar model üzerinden elde edilen mum modelajın revetman içerisine alınarak döküm işlemiyle üretilirler. Metal indirekt restorasyonların rengi diş dokusuyla uyumlu olmadığından estetik değildir ve daha önceden ağız içinde var olan metal restorasyonlarla galvanik akım oluşturabilirler. Bu yüzden günümüzde kullanımları azalmıştır (1, 11) .

Diş rengindeki indirekt restorasyonlar, metallere göre daha estetik olup galvanik akım oluşturmazlar. Bu özelliklerinden dolayı günümüzde daha çok kompozit ve seramik indirekt restorasyonlar uygulanmaktadır. İndirekt olarak uygulanan seramik inleyler 19.

yüzyıldan beri kullanılmaktadır. Herbest 1882’de fırında pişirilen ilk seramik inleyi uygulamıştır. 1888’de Land, platin folyo üzerinde seramik inleylerin fırınlanarak hazırladığı yöntemi geliştirmiştir. Byram fırınlanmış porselen inleyleri 1908 yılında farklı diş preparasyonlarında indirekt olarak kullanmaya başlamıştır (11) . Seramik restorasyonların üretilmesinde kayıp mum tekniği, döküm, enjeksiyon ve refraktör day tekniği gibi yöntemler kullanılmıştır (12) .

Kompozitler, 1940’larda akrilik rezinlerin dezavantajlarını minimuma indirmek için geliştirilmişlerdir. Indirekt kompozit restorasyonların yapımında kullanılan kompozit rezinler, direkt olarak ağızda uygulanan kompozit rezinlerle benzerlik gösterse de laboratuvar ortamında hazırlanmalarıyla daha üstün fiziksel özelliklere sahip olmaktadır. Bu restorasyonlar laboratuvarda üretilirken; basınç, vakum, asal gaz, ışık, ısı ya da bunların kombinasyonları kullanılmaktadır ve böylece polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi sağlanmaktadır (13) .

Günümüze kadar bir çok indirekt kompozit rezin materyali geliştirilmiştir. İlk olarak 1981’de satışa sunulan Isosit-N (Ivoclar), % 30 doldurucu içeren mikrofil kompozit rezindir. 1980’li yılların sonu ve 1990’lı yılların başlarında Coltene Brilliant Dentin Sistemi (Coltene), Concept Inley/Onley Sistemi (Ivoclar Vivadent), Herculite XRV Lab Sistemi (Kerr) tanıtılmıştır. Ayrıca kullanımda olan, Artglass (Heraeus-Kulzer), Targis (Ivoclar, Vivadent) ve BelleGlass HP (Kerr), Sculpture (Pentron Laboratory Technologies), Gradia (GC America), Sinphony (3M ESPE), Cristobal (Dentsply), Solidex (Shofu), Estenia (Kuraray), True Vitality (Den-Mat) gibi indirekt kompozit sistemleri mevcuttur (14, 15) .

Son yıllarda seramik ve kompozit indirekt restorasyonların yapımında, diş hekimliği alanında oldukça yaygınlaşan bilgisayar destekli sistemler (CAD-CAM) etkin bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (16) .

## **2.2. CAD-CAM Sistemler**

### **2.2.1. Tarihçe**

İlk olarak Fransa’dan Francois Duet, 1970’li yıllarda ağız içinden optik okuyucular ile ölçü alarak dişler için sayısal kontrollü frezleme makinesi yardımıyla

tek üyeli kronlar tasarlamış ve üretmiştir. Daha sonra sistemini geliştirerek Sopha adıyla piyasaya sunmuştur (17) . İsviçre’den Werner Mörmann 1985 yılında ilk klinik olarak kullanılabilen CAD-CAM sistemini geliştirmiştir. Tarama, tasarlama ve frezleme özelliklerine sahip bu sistem ile seramik bloklardan inleyler üretilmiş ve sisteme CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) adı verilmiştir (18) . İsveç’den Matts Andersson da 1983 yılında Procera adlı sistemi geliştirerek yüksek hassasiyete sahip kronlar üretmiştir. Ayrıca ilk defa CAD-CAM teknolojisini kompozit veneer restorasyonlar için kullanmıştır (19) .

1984’den beri Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemleri gibi birçok CAD- CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD-CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları sürekli olarak artmıştır. Günümüzde CAD-CAM sistemleri, diş hekimliği alanında oldukça yaygınlaşarak inley, onley, veneer, kron, sabit protez ve implant üst yapılarının tasarlanıp üretilmesinde kullanılmaktadır (20, 21) .

### **2.2.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları:**

CAD-CAM sisteminin en önemli avantajı zamandır. Bu sistemle elde edilen dijital ölçü ile geleneksel ölçü alma işlemleri ortadan kalkmış, laboratuvar safhası ekarte edilerek bekleme süresini azaltılmıştır. Ayrıca çapraz kontaminasyonlardan korunma sağlanmıştır. Estetik ve dayanıklı restorasyonların tek seansta hazırlanabilmesi hastaların tedavi prosedürünü kabul etmelerini kolaylaştırmıştır. Üretim basamakları ve insan kaynaklı hatalarının azalmasıyla konvansiyonel üretilen restorasyonlardan daha iyi kalitede restorasyonlar üretilmektedir. Üç boyutlu tasarım ile restorasyonların okluzal ve proksimal kontakları net olarak ayarlanabilmektedir (20) .

Seramik restorasyonların üretimi aşamasında uygulanan kondensasyon, eritme ve kaynaştırma işlemleri büyük oranda azaltılmıştır. Geçici kron hazırlamaya gerek duyulmamaktadır. Restorasyonların laboratuvar ortamında CAD yazılımlarıyla tasarlanması teknisyenlere kolaylık sağlamaktadır (22) .

CAD-CAM’in kullanılması, yeni materyallerin dental restorasyon yapımında kullanılmasına imkan sağlamıştır (6) .

Diş rengindeki materyallerin kullanılmasıyla üstün estetik özellikler elde edilmiştir (16). Ayrıca; CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, CAD ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılmasını sağlamaktadır



(20) . Geleneksel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal poröziteler oluşurken, bir prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmamaktadır (23) . Üretim aşamaları ve veriler daha sonrası için kaydedilip, arşivlenebilmektedir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesiyle mikrosızıntı oluşumu önlenmektedir (13) .

### **2.2.3. CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları:**

CAD-CAM sistemlerin dezavantajlarının başında ekonomik olmamaları gelmektedir. Sistem için gerekli ekipmanlar ve yazılımların ilk maliyeti oldukça fazladır. Ayrıca sistemi etkin bir şekilde kullanmak zordur. Bu yüzden klinikte kullanmadan önce ciddi bir pratik eğitime ihtiyaç vardır. Ölçü alma işleminde kullanılan intraoral kameraların veya extraoral tarayıcıların çözünürlüğü sınırlıdır (13, 20) .

Özellikle anterior bölge restorasyonlarının üretilmesinde monokromatik blokların kullanılması estetik beklentileri her zaman karşılayamamaktadır. Ayrıca preperasyonların derin subgingival bölgelerinin taranıp dijital ortama aktarılması zor olabilmektedir. Bu yüzden çok iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak gerekmektedir (24) .

### **2.2.4. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller:**

CAD- CAM materyalleri prefabrike bloklar halinde pazarlanmaktadır. Bu bloklar, frezeleme veya bilgisayarla çalışan cihazlar vasıtasıyla kesilmektedir. Presinterize seramiklerde bloklar poröz halde olup kolay ve hızlı frezeleme işlemi ile hazırlanabilirler fakat daha sonra poröz yapının ortadan kaldırılması için yeniden bir sinterleme işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Tam olarak sinterlenmiş seramikler ise non-poröz bloklar halinde bulunurlar. Bu yüzden frezeleme işlemi zordur, fakat tekrar sinterleme işlemi gerekmemektedir (25) .

## **2.3. Dental Seramikler**

Seramiğin yapısı temel olarak, camsı fazı sağlayan %70-80 oranında feldspar, doldurucu görevi yapan %10-30 oranında silika (SiO<sub>2</sub>) yapısındaki kuartz ve porselen hamuruna elastikiyet veren %0-3 oranında kaolinden oluşmaktadır. Bunların yanı sıra şekillendirici maddeler ve renk sağlayan metal oksitler yapı içine katılmaktadır (26) .

Feldspar; porselenin yapısında %70-80 oranında bulunur. Porselene translusentlik verir. Albit ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) olarak bilinen sodyum alumino- silikat ve potasyum alumino-silikat ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ )'ın karışımıdır. Yapısındaki potas ( $\text{K}_2\text{O}$ ) ve soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) arasındaki oran feldsparın özelliğini belirlemektedir (25) .

Soda; füzyon sıcaklığını düşürürken, potas; erimiş camın viskozitesini artırır. Feldspar porselen yapısında bağlayıcılık görevi üstlenir. Kuartz ile kaoline yapı olarak yardımcı olur. 1250-1500 °C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür (26) .

Kuartz (Silika); porselenin yapısında %10-30 oranında bulunur. Yapı içinde doldurucu olarak bulunur. Fırınlama sonrası oluşabilecek büzölmeleri engeller, termal genleşme katsayısının kontrol edilmesinde yardımcı olur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (26) .

Kaolin; Porselen yapısında %1-10 arasında bulunur. Şekillendiricilik ve bağlayıcı özelliği vardır. Porselene modelaj kolaylığı sağlayan alumina silikat kilinin saf formudur. Çok ince yumuşak kilsli bir yapıya sahiptir ve çin kili olarak da bilinir. Quartz ve feldspar arasında bağlayıcı görevindedir (27) .

Dental seramikler zamanla bozulma göstermeden mükemmel bir estetik görünüm sağlarlar. Kimyasal yapıları stabildir. Termal genleşme ve iletkenlik katsayıları diş dokuları ile benzer olup, bu özellik restorasyon ve diş arasındaki marjinal uyumun daha iyi olmasını sağlar. Dental seramiklerin baskı direnci yüksektir (350-550 MPa), çekme dirençleri ise düşüktür (20-60 MPa). Cam yapısında olan seramiğin çekme direnci düşük olduğundan kırılma direnci de oldukça azdır (28) .

Seramik restorasyonların çekme geriliminin yüksek olduğu bölgelerindeki yüzey çatlakları porselen yapısını zayıflatır. Bu çatlakların oluşmasını engellemek, porselenin mekanik yapısını güçlendirmek için porselenin daha dayanıklı bir alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür (29) .

Porselenin güçlendirilmesinde kullanılan kristalin yapılar; lösit, alumina, magnezyum oksit, magnezyum alüminyum oksit, lityum disilikat, zirkonyum oksittir (25, 30) .

### **2.3.1. CAD-CAM İşleminde Kullanılan Seramik Bloklar**

#### **2.3.1.1. Feldspatik Seramik Bloklar:**

CAD-CAM sistemi vasıtasıyla ilk restorasyon bir inley olarak 1985 yılında tamamen sinterlenmiş Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) feldspatik blok kullanılarak üretilmiştir. Daha iyi mekanik özellikler sergileyen Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları ise 1991 yılında CEREC sistemi için geliştirilmiştir eğilme dayanıklılığı 100 MPa'dır, glazelendiğinde ise 160 MPa'ya kadar çıkmaktadır (25, 31, 32) .

Vita Mark II bloklarının üretiminde preslenmiş ve plastik haline gelmiş seramik karışımı önce formunu verilerek kalıplanır. Daha sonra sinterize edilmeden önce birkaç gün bekletilmektedir (33) .

Vita Mark II feldspatik bloklar monokromatik olmasına karşın farklı renk seçenekleri içermektedir. Estetik olmayan monokromatik yapıyı daha zenginleştirmek için son zamanlarda çoklu renk katmanları içeren ve değişen bir translusensi skalası sunan Vitablocks Triluxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya sürülmüştür. Cerec Blokları ise (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) Vita Mark II blokları ile benzer yapıdadır fakat renk sistemleri farklıdır. Feldspatik seramik blokların monokromatik yapısı eksiltme teknikleri ve porselen yüklemesi ile daha da estetik hale getirebilmektedir (25) .

Feldspatik seramik bloklar iyi estetik özelliklere sahiptirler ve parlatılmaları kolaydır. Karşıt dişlerdeki aşındırma etkileri azaltılmıştır. Veneerlerin, tek kronların, inley ve onleylerin yapımında kullanılabilirler. Posteriorde kullanılacak kadar güçlü olmasalar bile premolar bölgede kullanıldıklarında kırılma dirençlerinin doğal dişlere benzer olduğu görülmüştür (32, 34) .

#### **2.3.1.2. Mika Bazlı Seramik Bloklar:**

Mika minarelleri, Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al maddelerinin komplike formüllerini içeren silikat minarellerinin (fillosilikatlar) bir grubudur. Dicor (Dentsply, York, ABD) hem laboratuvarında yapılan geleneksel uygulamada hem de CAD-CAM ile işlenebilen mika bazlı bir seramiktir (35) .

İşlenebilen versiyon olan Dicor MGC blokları endüstriyel şartlarda üretilmiş olup, %70'e kadar kristalin faza sahiptir. Laboratuvarında kullanılan Dicor seramiği ise %45 kristalin içeriğe sahiptir, bu yüzden Dicor MGC blokları eğilme dayanımı olarak 229 MPa gibi yüksek bir değere sahiptir (36) .

Dicor ve Dicor MGC materyalleri Vita Mark II ile benzer klinik performansa sahip olmalarına rağmen artık pazarlanmamaktadır (25) .

### **2.3.1.3. Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar:**

ProCAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) 1998 yılında tanıtılmış, yapısı ısıyla preslenmiş seramik olan IPS Empress (Ivoclar) materyaline benzeyen lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramiktir. IPS Empress CAD (Ivoclar) ise 2006 yılında ProCAD materyalinin ardılı olarak sunulmuştur. Bu materyal %45 oranında lösit ve 1-5 µm boyutunda daha ince partiküller içerdiğinden işleme sırasındaki hasarlara daha dayanıklıdır (37) .

Chair-side tek üye restorasyon uygulamaları için üretilmiştir ve 160 MPa eğilme dayanıklılığına sahiptir. Yüksek translüsens (IPS Empress CAD HT), düşük translüsens (IPS Empress CAD LT) ve polikromatik (Empress CAD Multi) blok çeşitleri mevcuttur. Bu kategori için diğer bir örnek olarak Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya) materyali verilebilir. Inley,onley, viner ve kron yapımında kullanılabilir. Eksiltme teknikleri ile daha estetik sonuçlar elde etmek mümkündür (25) .

### **2.3.1.4. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar:**

Lityum disilikat cam seramiklerin eğilme dayanımları 350 ile 450 MPa arasındadır ve bu değerler lösit ile güçlendirilmiş dental seramiklerden daha yüksektir. Bu bloklar kısmi kristalize haldedir ve bu fazda materyal, renklendiricilere bağlı olarak mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonun amacı blokların kolay bir şekilde işlenebilmesini sağlamak, hem de bu işlem sırasında seramiğe yeterli dayanıklılığı kazandırarak çatlak oluşumunu engellemektir (38) .

IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), CAD-CAM uygulamalarında kullanılmak üzere geliştirilmiş lityum disilikat cam bazlı bir seramiktir. İnce vinerler, minimal invaziv inley/onleyler (1 mm) parsiyel kron ve kronlar anterior ve premolar bölgedeki köprüler, implant üst yapılarının yapımında kullanılabilir. Yüksek

dayanıklılık (360 MPa) ve üstün estetik özellik gösterirler. Tüm kuvvetlere dayanıklı posterior köprüler için kısa bir sürede üretilebilmeleri avantajlarıdır (39).

Bloklar, transparan cam ingotlar halinde üretilir. Cam teknolojisine dayalı devamlı bir üretim işlemi (basınçlı döküm prosedürü) ile bloklar elde edilir. Bu yeni teknoloji, ingot kütlelerindeki poröz, pigment birikimi gibi defekt oluşumlarının (porlar, pigment birikimi vb.) önlenmesi için optimize edilmiş parametreleri kullanır. Parsiyel kristalizasyon, blokların kristalin fazında işlenebilmesini sağlar. Parsiyel kristalizasyon işlemi, materyalin iyi işlenebilme özelliğini, yüksek direnci ve iyi kenar bütünlüğünden sorumlu olan lityum metasilikat kristallerinin ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) oluşmasını sağlar (39).

'Milling' yani kazıma işleminden sonra, restorasyonlar sinterlenir ve böylelikle tam kristalin faza ulaşılır. Bu işlem sırasında istenilen dayanıklılıkta lityum disilikat kristalleri ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) oluşur. Parsiyel kristalize IPS e.max CAD'in mikro yapısı, %40 oranında cam matrikse gömülmüş lityum metasilikat kristallerden ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) oluşur. Tam kristalize seramik ise, yapı olarak cam matrikse gömülü % 70 oranında lityum disilikat kristallerinden oluşur. IPS e.max CAD bloklarının, üç farklı translusentlik ve iki farklı boyutu mevcuttur. Bireysel duruma göre uygun bloklar ve uygun işlem teknikleri (staining, cut-back, layering) seçilir (39).

#### **2.3.1.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik bloklar:**

Ticari örnekleri Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ve Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olarak bilinen bu bloklar ağırlıkça %8-10 oranında zirkonyum oksit içerdiklerinden yüksek dayanıklılık gösterirler. 370 ila 470 MPa arasında değişen mekanik dayanıklılığa sahiptirler. Oluşan kristaller lityum disilikat kristallerine göre 4 ila 8 kat daha küçüktür, bu yüzden daha homojen bir yapıları vardır. Lityum disilikat seramiklere göre daha yüksek oranda cam matriks içermelerinden dolayı optik özelliklerinin daha iyi ve işlenebilirlikleri ve polisajlanmaları daha kolaydır. Mekanik özellikleri geleneksel lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere göre üç kat daha yüksektir. Posterior bölgedeki tüm seramik restorasyonlarda ve venter yapımında kullanılabilirler (40, 41).

#### **2.3.1.6. Cam infiltre edilmiş alumina ve zirkonya seramik bloklar:**

Vita InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) malzemenin bütününde en az iki iç içe geçmiş faz bulunan materyallerdir.

1993'den beri CAD-CAM uygulamaları için üretilmektedirler. Blokların üretilmesi seramik tozunun bir kalıp içerisinde kuru olarak preslenmesi ve sıkıştırılmasıyla sağlanmaktadır. Poröz bir yapıdan oluşan bloklar, alt yapıların üretilmesi için kazanmakta ve sonra poröz yapının giderilmesi için cam infiltrasyonu yapılmaktadır (42).

Vita InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya materyallerinin eğilme dayanıklılıkları sırasıyla 450-500 MPa, 350 MPa ve 700 MPa'dır (32).

Spinell en yüksek translüsense sahipken, Zirkonyanın translüsensisi en düşüktür. Ancak Zirkonya en yüksek dayanıklılığı göstermektedir. Spinell anterior kronlar, Alumina tek anterior ve posterior kronlar, Zirkonya ise posterior kron ve tek gövdeli köprülerin alt yapılarının üretilmesinde kullanılmaktadır (25, 43).

#### **2.3.1.7. Alumina bazlı polikristalin seramik bloklar:**

Aluminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip bloklardır. Freze edildikten sonra fırınlanmaları gerekmektedir. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 1993 yılında üretilmiş olup, %99,9 oranında alumina içeriğe ve 600 MPa eğilme dayanıklılığına sahiptir. Translusensi değeri IPS Empress materyaline yakındır. Implant üstü yapılarda, posterior restorasyonlarda ve anterior laminalarda kullanılabileceği bildirilmiştir (44, 45).

Aluminyum oksit kristalleri içeren Vita InCeram AL blokları (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ise 2005 yılında tanıtılmıştır. InCeram Classic Alumina materyalinden farkı cam içermeyen polikristalin yapısı ve farklı işlemler ile üretilmesidir. 488 MPa eğilme dayanıklılığına sahip olup, yüksek kristalin içeriği ve düşük porözitesi sayesinde mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Anterior tek kronlarda, kısa köprülerde ve posterior tek kronlarda kullanılmaktadır (25, 46).

#### **2.3.1.8. Zirkonya bazlı polikristalin seramik bloklar:**

Bu grupta genellikle zirkonyanın tetragonal kristal formunun (TZP), itriyum ( $Y_2O_3$ ) oksitleriyle stabilize edilmiş kristallerini içeren seramikler (3Y-TZP) bulunur. Bu materyaller yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile özellikle alt yapıların üretilmesinde ön plana çıkmaktadır. Posterior kronların, implant abutmentlerinin, endodontik postların üretilmesinde de kullanılabilmektedirler. Eğilme

dayanımları 900-1200 MPa arasında olup, alumina seramiklerinin yaklaşık iki katıdır (47, 48) .

Günümüzde, e.Max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre), Vita YZ blocks (Vita Zahnfabrik) , DCS-President, DC Zirkon (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) sistemlerinde kullanılan seramik bloklar bu gruba örnektir (25) .

### **2.3.2. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Rezin İçerikli Bloklar**

Son yıllarda CAD-CAM uygulamalarında kullanılan seramiklere alternatif olarak rezin içerikli kompozit ve hibrit bloklar geliştirilmiştir. Paradigm MZ100, (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japonya) ve Shofu Block HC (SHOFU Dental, Tokyo, Japonya) bunların başlıcalarıdır (49, 50) .

Seramik bloklarla karşılaştırıldığında daha uygun maliyetli, uygulama süreçleri ve tamirleri daha kolaydır. Şekillendirmeleri ve polisaj işlemleri seramiklere göre daha kolaydır. Kolay cilalanabilirler ve daha stabil yüzey parlaklığına sahiptirler. Renklenmeye karşı dayanıklıdırlar (50, 51) .

Ayrıca karşıt doğal dişlerde daha az aşınma oluşturlar (52, 53) .

Kompozit blokların üretilmesinde uygulanan standart yüksek basınç ve sıcaklık altındaki endüstriyel polimerizasyon sayesinde polimerizasyon büzülmesi direkt kompozitlere göre azaltılmıştır (54) .

Böylece mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiş, polimerizasyon dereceleri artırılmıştır. Doğala yakın mekanik özellikler gösterirler, yüksek dayanıklılığa ve aşınma direncine sahiptirler (55, 56) .

İndirekt rezin içerikli bloklar ile büyük defektlerde daha az chipping ile kolay ve hızlı bir şekilde fonksiyonel ve anatomik şekilli restorasyonlar CAD-CAM kullanılarak hazırlanabilir. Simantasyon teknikleri daha basittir. Bu materyallerin klinik endikasyonları, kalan diş yapısının durumu, maliyet ve mevcut ağız içi şartlara göre belirlenir (56) .

### 2.3.3. Hibrit Materyaller

#### 2.3.3.1. Vita Enamic

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), sinterlenmiş seramik matriks ağı içeren ve porları polimer materyali ile doldurulmuş, seramik ve kompozitlerin özelliklerini birleştiren hibrit bir seramiktir. Polimer infiltre edilmiş seramik ağı materyal olarak adlandırılmaktadır. İnorganik seramik bölümün oranı ağırlıkça % 86'dır ve porlu feldspatik yapıdadır. Feldspatik yapı kırılma eğilimi düşük olup alüminyum oksit ile zenginleştirilmiştir. Bu gözenekli seramik yapının içine infiltre edilen monomer karışımının polimerizasyonu ile materyal elde edilir. Organik polimer yapının oranı ise ağırlıkça % 14'tür ve akrilat polimer ağı yapısındadır. Organik polimer yapı sayesinde materyalin kırılma eğilimi saf seramiklere göre azalmıştır ve materyal CAD-CAM işlemi için daha elverişli hale gelmiştir. CAD-CAM tekniği ile uygulanan tüm tek diş restorasyonlarında kullanılabilir. Eğilme dayanımı 150-160 MPa arasındadır (57).

Vita Enamic, polimer infiltre edilmiş bir cam seramik olduğundan hem rezin hem de seramik özelliklerini taşımaya beklenir. Bu yüzden yüksek eğilme dayanımına sahip olmasının yanında elastik özellikleri de seramiklerden daha iyidir. Materyalin elastiklik modülü yaklaşık 30 GPa iken, CAD-CAM kompozitlerinin 10-15 GPa, cam seramiklerin ise 55 GPa'dır (58).

Geleneksel CAD-CAM seramiklerine kıyasla kırılma, ve sertlik azalırken, esneklik, kırılma tokluğu ve kolay şekillendirilebilirlik özelliklerinin arttığı belirtilmiştir (59).

Mekanik özelliklerinin insan mine ve dentininkine yakın olduğu ifade edilmektedir (59, 60).

#### 2.3.3.2. Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), silika ve zirkonya doldurucuları ilave edilmiş rezin matriksten oluşan bir rezin nano-seramiktir (61).

20 nm çapında silika nanomerleri ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerleri içermektedir. Nanopartiküllere özel bir yöntemle silan bağlayıcı ajanlar uygulanmış ve bu sayede nanopartiküller rezin matrikse kimyasal olarak bağlanmıştır. Ayrıca zirkonya-silika nanopartikülleri önceden bir araya getirilerek zirkonya-silika nanokümecekleri



oluşturulmuş ve nanopartiküller ile birlikte rezin matris içine ilave edilmiştir. Materyal, ağırlıkça %80 nanomer ve nanokümecek dolduruculardan (nanoseramik), %20 oranında da rezin matriksten oluşmaktadır (61) .

Nanomer partiküllerin yanında nanokümeceklerin (0,6-10 µm) de kullanılmasıyla ara boşluklar azaltılarak materyalin daha fazla doldurucu içermesi sağlanmıştır. Üretim süreci saatlerce süren özel bir ısıl işlem prosedürü içermektedir. Böylece materyalin, kırılma, aşınma direnci ve sertliği güçlendirilmiş olup, polisaj işlemleri ve optik özellikleri de iyileşmektedir. Inley, onley, veneer, kron, implant üstü kron gibi tek diş restorasyonlarında kullanılabilir. Ancak tüketici şikayetleri doğrultusunda kron endikasyonu firma tarafından kaldırılmıştır (61) .

#### **2.3.3.4. Cerasmart**

Cerasmart (GC Corp. Tokyo, Japonya), esnek nano-seramik yapısının kullanıldığı bir materyaldir. Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartiküllerinden ve %29 rezin matriksten oluşmaktadır. Yüksek dayanıklı seramiklerin ve kompozitlerin özellikleri birleştirilmiştir. Yüksek seviyedeki esnekliğine ilaveten dayanıklı ve enerji kırıcı özelliğiyle marjinal bütünlüğünü koruduğu ve yapıştırma sonrası yüksek dayanıklılık sağladığı iddia edilmektedir. Endikasyonları, hem anterior hem posterior inley, onley ve implant üstü restorasyonlardır. Ayrıca az miktarda diş dokusunun kaldırıldığı minimal invaziv restorasyonlarda da endikedir. İçeriğindeki esnek nanoseramik matriks sayesinde özellikle implant üstü kronlarda ideal dayanıklılığa ve kuvvet absorpsiyonuna sahip olduğu öne sürülmüştür (62) .

#### **2.3.3.5. SHOFU Blok**

SHOFU Block (SHOFU Dental, Tokyo, Japonya), ağırlıkça % 61 silika tozu, zirkonyum silikat ve mikrosilikalar ile kompozit rezinden oluşan hibrit bir seramiktir. Yüksek aşınma direnci ve bükülme dayanıklılığı sağladığı iddia edilmektedir. Dişe benzeyen doğal ışık geçirgenliğine ve floresansa sahip olduğu öne sürülmüştür. Inley/onleylerin, kozmetik veneerlerin, full anterior ve posterior kronların ve implant destekli restorasyonların yapımında kullanılabilir (63) .

### 2.3.3.6. KZR-CAD HR2 Blok

KZR-CAD HR2 (Yamakin, Osaka, Japonya), CAD-CAM sistemiyle uygulanan inley ve kronların yapımında kullanılmak üzere geliştirilen hibrit rezin bir bloktur. İçeriğinde metakrilat monomeri, 1-20 µm boyutunda seramik doldurucu, 200 ila 600 nm boyutunda submikron doldurucular (SiO<sub>2</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>- ZrO<sub>2</sub>), 20 nm boyutunda küresel nano doldurucu (SiO<sub>2</sub>) ve 700 nm boyutunda sürekli flor salan doldurucular bulunmaktadır. Restorasyon yapıldıktan sonra flor salınımı güvenli bir şekilde devam ederken, dayanıklılığında aynı şekilde devam edeceği bildirilmiştir. Dental plağı oluşturan Streptococcus Mutans bakterisinin restorasyon yüzeyine daha az bağlandığı rapor edilmiştir. Karşıt minede seramiklere göre daha az aşınma meydana getirdiği ifade edilmiştir. Renk stabilitesinin iyi derecede olduğu sıgır mine ve dentiniyle karşılaştırılarak gösterilmiştir. Eğilme dayanımı ise 250 MPa'nın üzerindedir (64) .

Bu indirekt restorasyonların klinik başarısında seçilen restoratif materyal kadar kullanılan yapıştırma ajanı ve adeziv sistem de önemlidir.

### 2.4. İNDİREKT RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU

Gerek kompozit, gerekse porselen restorasyonlar günümüzde özel yapıştırıcı kompozit simanlar ve adeziv teknik yardımıyla simante edilir. Sadece porselen inleylerde yapıştırma öncesi porselen inleynin iç yüzü %5'lik hidroflorik asit ile 120 sn. asitlenir. Böylelikle meydana gelen mikroporöziteler porselen ve yapıştırıcı kompozit arası bağlanmayı daha da kuvvetlendirir (65-68) .

İndirekt restorasyonların yapıştırılmasında tavsiye edilen yapıştırıcı siman kalınlığı 25µm veya daha azdır. Böylece geliştirilmiş marjinal adaptasyon gösteren restorasyonlar üretilmiş olur. İndirekt kompozit inleylerde oklüzal uyumlama simantasyon sonrası yapılabilir. Kompozit restorasyonlar daha kolay polisajlanabilirler hem de simantasyon sonrası polisajlama restorasyonun direncini etkilemez. Fakat porselen inleylerde simantasyon sonrası oklüzal uyumlama yapılmamalıdır. Simantasyondan sonra yapılırsa porselende önce çatlaklar sonra da kırıklar oluşur. Ayrıca seramik materyallerinin gerilme dayanımlarının yetersiz oluşundan dolayı simantasyon öncesi de oklüzyon provaları mümkün değildir bu yüzden bütün hassas oklüzal uyumlamalar model üzerinde yapıp tamamlanmalıdır (66, 69, 70) .

İndirekt restorasyonların simantasyonu sırasında diş dokusu ve restorasyon iki farklı yapıdaki yüzey olurken, adeziv madde görevini yapıştırma simanları sağlamaktadır.

#### **2.4.1. Yapıştırma Simanları**

İndirekt restorasyonların klinik başarısında simantasyon en önemli aşamalardan biridir. Dental simanlar restorasyon ile diş dokusu arasındaki yüzey bağlantısını sağlayıp bir arada kalmalarını sağlarlar ve mikrobiyal sızıntıya karşı bariyer görevi görürler (71) .

Oluşan bağlantı mekanik, kimyasal ya da bu ikisinin kombinasyonu halinde olabilir. Günümüzde daimi simantasyon için altı çeşit siman kullanılmaktadır. Bunlar; çinkofosfat simanlar, polikarboksilat simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, rezin simanlar, poliasit modifiye rezin simanlardır (71) . Bunlardan en sık kullanılanı rezin simanlardır.

#### **2.4.2. Rezin Simanlar**

Rezin simanlar; CAD-CAM seramik veya kompozit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılması gereken bir materyaldir (72, 73) .

Rezin simanların diğer yapıştırma simanlarına kıyasla, seramik, metal, kompozit ve diş dokusu gibi farklı yüzeylere yapışabilme, yüksek basma dayanıklılığına sahip olma ve retansiyonu arttırma, farklı renk seçeneklerine sahip olma, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme ve adeziv özelliklerinin diş preparasyonlarını modifiye edilebilme gibi avantajları mevcuttur (74) .

İndirekt restorasyonların klinik başarısı simanların bağlanma gücü ve yüzey hazırlık işlemleri gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. İndirekt restorasyonlar simante edildiğinde, ağız ortamında maruz kaldığı çevresel faktörlerden dolayı rezin simanların fiziksel ve kimsayal özelliklerinde yorgunluk veya zayıflamalar oluşabilmektedir (75) .

Rezin simanlar, yapı ve özellikleri itibariyle kompozit rezinlere benzemektedir. Organik bir matriks içine inorganik doldurucuların eklenmesiyle üretilirler. Ancak azaltılmış doldurucu partikül miktarı ile kompozit rezinlerden farklılık gösterirler. İnorganik doldurucu miktarı rezin simanın viskozitesini etkiler ve doldurucu miktarındaki azalma simanın akışkanlığını artırır. Böylece, restorasyonun uygun pozisyonda yerleştirilmesi sağlanır. Doldurucu oranındaki artış ile; polimerizasyon büzülmesi azalır, artık simanın uzaklaştırılması kolaylaşır (76) .

Rezin simanlar, sertleşme mekanizmasına göre; kimyasal sertleşen (chemical- cured) rezin simanlar, ışıkla sertleşen (light-cured) rezin simanlar, hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual-cured) rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılır.

Kimyasal sertleşen rezin simanlarda, baz ve katalizörden oluşan iki farklı patın karıştırılmasıyla kimyasal yolla polimerizasyon başlar. Patların birinde polimerizasyonu başlatıcı olan benzoil peroksit, diğesinde ise polimerizasyonun hızlanmasını sağlayan tersiyer amin mevcuttur. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların zaman içinde renklemelerinin nedeni içeriklerindeki aminlerin ağız ortamında değişikliğe uğramasından kaynaklanmaktadır. Bu simanlar, ışık geçirmeyen yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonlar, metal restorasyonlar, maryland köprüler ve kök içi postlar için kullanılır. Bu tip rezin simanların çalışma sürelerinin kısa olması başka bir dezavantajlarıdır (77) .

ışıkla sertleşen rezin simanlar, içerisinde ışığı emen kamforokinon ve polimerizasyonu hızlandıran alifatik amin içeren tek pat şeklinde bulunurlar. Tüp içinde beraber bulunmalarına rağmen ancak ışık uygulamasıyla reaksiyona girerler. Bu simanlar, ışık penetrasyonuna izin veren, 1,5-2 mm'den daha düşük kalınlıktaki translusent yapıda seramik veya kompozit venerlerin simantasyonunda kullanılırlar. Bu simanların çalışma ve yerleştirme zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu sağlaması en önemli avantajlarıdır (77, 78) .

Ancak ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığı kalınlıkta olan restorasyonlarda hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanlar, ışık penetrasyonuna izin veren translusentlikte kullanılmaktadır. Bu simanların baz kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcıları, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri bulunmaktadır. Dual-cure rezin simanlar karıştırıldıktan sonra ışıkla aktive edilmedikleri zaman kimyasal sertleşen rezin siman gibi işlev görürler. Ancak dual-cure rezin simanın self-cure modundaki polimerizasyonu ve ışıkla polimerizasyonu kıyaslandığında, ışıkla polimerize olan dual-cure rezinsimanın mekanik özellikleri belirgin oranda üstündür (77, 78) .

Geleneksel yapıştırma simanlarına göre uygulanması daha kolay olan ve üstün mekanik özelliklere sahip olan self-adeziv rezin simanlar 2002 yılında piyasaya sürülmüştür (79)

Bu simanlar zirkonyum destekli seramik kronların, metal destekli kron ve köprülerin, metal ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar (80) .

Yeni geliştirilen self-adeziv rezin simanlar diğer rezin simanların aksine uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmezler, asit ve primer ayrılmamıştır. Daha az teknik hassasiyet gerektirdiğinden, uygulanması ve hazırlanması daha kolaydır (81, 82)

Self-adeziv rezin simanlar smear tabakasını uzaklaştırmazlar, korurlar veya değiştirirler, dolayısıyla postoperatif hassasiyete oluşturmazlar. Aynı zamanda uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi adeziv prosedürün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da minimuma indirmektedir (79, 83) .

Self-adezivlerin sahip olduğu multifonksiyonel monomerler, self-etch adeziv monomer içerdiği için düşük pH'a sahiptirler. Diş yüzeyindeki suyla temas eden siman, diş yüzeyini demineralize ederken eş zamanlı olarak da diş dokularına penetre olur. Simanın tam polimerizasyonu ile mine ve dentinde mikromekanik bir bağlanma sağlanmaktadır (79) .

Literatürü incelediğimizde rezin simanın kimyasal, ışıkla ve dual sertleşen tipleri ile alakalı bağlanma çalışmaları mevcut olup, bunların geleneksel veya günümüzde popüler olarak kullanılmakta olan bulk-fill kompozitler ile karşılaştırılması yapılmamıştır. Resin simanların doldurucu içeriğinin az olması mekanik özelliklerinin geleneksel kompozitler kadar iyi olmaması, zamanla renklenmesi gibi dezavantajları nedeniyle farklı materyaller ile simantasyon işleminin yapılabileceğini düşünmekteyiz. Geleneksel ve bulk-fill kompozitlerin rezin simanlara göre sahip olduğu üstünlükler bilhassa restorasyon-diş aralığını kapatabilme ve estetik özellikleri nedeniyle bir alternatif simantasyon materyali olabileceğini düşünüyoruz.

Bu nedenle bu çalışmada; yapıştırma materyali olarak bir self-adeziv rezin siman, bir mikrohibrit geleneksel kompozit ve bir bulk-fill kompozit rezin yapıştırma materyali olarak test edilmiştir.

Özellikle posterior bölgede indirekt materyal olarak gerek yüksek seramik içerikli gerekse rezin ağırlıklı indirekt materyaller kullanılabilir. Bunlarla alakalı bağlanma çalışmaları rezin simanlar kullanılarak yapılmıştır. Ancak literatürde bu

materyallerin geleneksel ve bulk-fill kompozitler ile yapıştırıldığında nasıl davranacağı bilinmemektedir. Bu nedenle çalışmamızda bir lityum-disilikat içerikli seramik blok olan IPS E.max ve bir hibrit materyal olan LAVA Ultimate bloklar karşılaştırılmıştır.

Posterior bölgede bir indirekt restorasyon yaparken açılan kavitelerin tüm bölgelerindeki vertikal derinlik çoğunlukla aynı değildir. Dolayısıyla kullanılan indirekt materyal bazı bölgelerde kalın, bazı bölgelerde incedir. Çalışmamızda birbirinden farklı optik özelliğe sahip iki farklı blok ve üç farklı yapıştırma simanı kullanıldığından ve materyal kalınlığının ışık geçirgenliğini etkileyeceğini düşündüğümüzden bunlara bir de kalınlık parametresinin eklenmesini uygun gördük.

Çalışmamızın hipotezleri şunlardır:

**Hipotez 1:** Çalışmada rezin simana alternatif olarak kullanılan kompozit rezinlerin her ikisinin de rezin simanlardan daha iyi bağlanma kuvveti sunar.

**Hipotez 2:** Çalışmada kullanılan bloklardan rezin içeriği fazla olan LAVA Ultimate'in, IPS E.max'ten daha güçlü bir bağlanma kuvveti sağlar.

**Hipotez 3:** Çalışmada kullanılan iki kalınlıktan, 4mm. olan grupların bağlanma kuvveti, 2mm. olan gruplardan daha zayıftır.

### **3. MATERYAL VE METOD**

Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, 10.11.2017 tarih ve 2017/513 protokol numarası ile onaylanmıştır (Ek-1). Çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir (Proje No. 2017-7218). Çalışmamızda standart dentin yüzeylerine farklı yapıştırma simanlarıyla yapıştırılan 2 ayrı kalınlıktaki seramik blokların bağlanma dayanımına bakılmıştır.

#### **3.1. Dişlerin toplanması**

Bu çalışmada 144 adet çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Her bir diş, standart silindirik kalıplar içerisine akrilik rezin döküldükten sonra mine-sement sınırı 2 mm açıkta kalacak ve dişin uzun aksı yere dik olacak şekilde gömüldü. Dişlerin oklüzal yüzeyleri trimlenerek mine dokusu uzaklaştırıldı ve orta koronal dentine ulaşıldı. Açığa çıkarılan dentin yüzeyinde standart smear tabakası elde edebilmek için, 400, 600, 800 gritlik su zımparası birer dakika süre ile yüzeylere uygulandı.

#### **3.2. Seramik deney bloklarının hazırlanması**

Çalışmamızda rezin nano-seramik (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ve lityum disilikat seramik (IPS E.max Ivoclar Vivadent AG;Schaan, Liechtenstein) olmak üzere iki farklı CAD-CAM restorasyon materyali kullanılmıştır (Resim 1, Resim 2). Bloklardan önce Minitom (Struers, Detroit Road Westlake, OH, ABD) kesme cihazıyla 2mm ve 4mm kalınlığında disk şeklinde kesitler alınmıştır (Resim 3) daha sonra taban kenar uzunlukları 3 mm olan prizma şeklinde örnekler elde edilmiştir. Daha sonra lityum disilikat örnekler fırınlanmıştır.



**Resim 1.** IPS E.max blok



**Resim 2.** LAVA Ultimate blok



**Resim 3.** İndirekt restorasyon materyallerinden kesit elde edilmesi



### 3.3. Grupların oluşturulması

Elde edilen 2 ve 4 mm.lik bloklar, kullanılan yapıştırma materyali ve indirekt restorasyon materyaline göre aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır (Şekil 1).

**Grup 1A.** Voco X-trafill bulk-fill kompozit (XB, Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya) yapıştırılan 2 mm. IPS E.max örnekler

**Grup 1B.** 3M Z250 mikro-hibrit kompozit (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), ile yapıştırılan 2 mm. IPS E.max örnekler

**Grup 1C.** Relyx U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), self-adeziv rezin siman ile yapıştırılan 2 mm. IPS E.max örnekler

**Grup 2A.** Voco X-trafill ile yapıştırılan 4 mm. IPS E.max örnekler

**Grup 2B.** 3M Z250 ile yapıştırılan 4 mm. IPS E.max örnekler

**Grup 2C.** Relyx U200 ile yapıştırılan 4mm. IPS E.max örnekler

**Grup 3A.** Voco X-trafill ile yapıştırılan 2 mm. Lava Ultimate örnekler

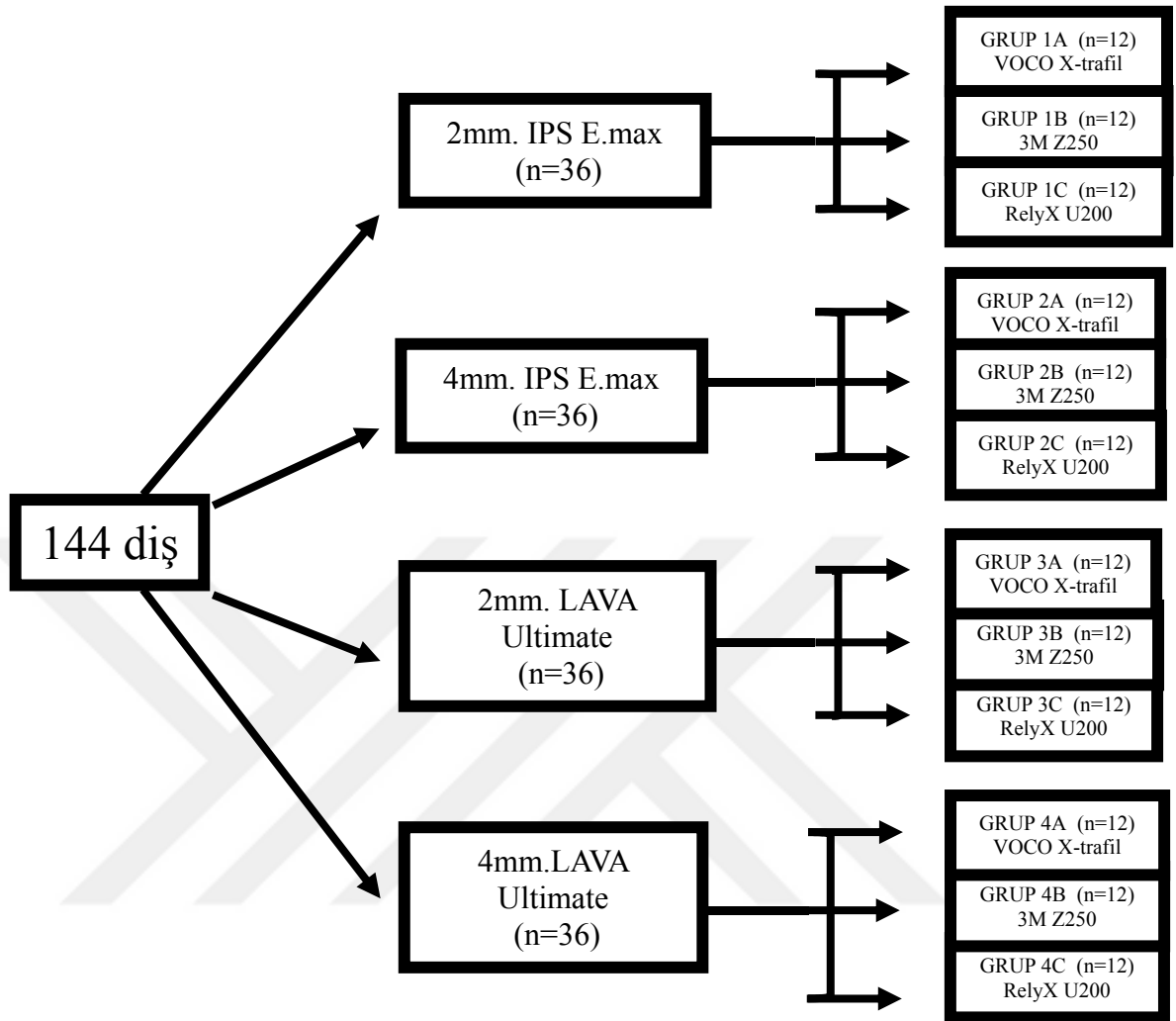
**Grup 3B.** 3M Z250 ile yapıştırılan 2 mm. Lava Ultimate örnekler

**Grup 3C.** RelyX U200 ile yapıştırılan 2 mm. Lava Ultimate örnekler

**Grup 4A.** Voco X-trafill ile yapıştırılan 4 mm. Lava Ultimate örnekler

**Grup 4B.** 3M Z250 ile yapıştırılan 4 mm. Lava Ultimate örnekler

**Grup 4C.** RelyX U200 ile yapıştırılan 4 mm. Lava Ultimate örnekler



Şekil 1. Çalışma gruplarının şematik gösterimi

**GRUP 1A.** IPS E.max örneklerin yapıştırma yüzeylerine kumlama cihazıyla (RONDOflex™ plus 360, KAVO DENTAL, Fruehauf Drive Charlotte, NC), (Resim 4) 10 mm. uzaktan olacak şekilde 20 sn. boyunca 50 µm. boyutunda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tozu ile pürüzlendirme yapılmıştır (84). Daha sonra yapıştırma yüzeyi 90 sn. boyunca %9'luk hidroflorik asit (HF; Ultradent Porcelain Etch, Güney Ürdün, Utah), (Resim 5) uygulandıktan sonra suyla yıkanıp kurutulmuştur. Örnek yüzeylerine 30 sn. silan (BISCO, Schaumburg, ABD), (Resim 6) aplikatör yardımıyla uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Diş ve örnek yüzeyine bir aplikatör yardımıyla 10 sn. Single bond universal adeziv (3M ESPE, Neuss, Almanya), (Resim 7) uygulanmış hava ile inceltilmiş ancak kalınlık yapmaması için ışık uygulanmamıştır. VOCO X-trafill kompozit (Resim 8) bir spatül yardımıyla örnek yüzeyine yerleştirildikten sonra

parmak basıncıyla dişe yapıştırılmış ve fazla siman artıkları sivri uçlu bir sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Kompozitin yan yüzeylerden ışık almaması için VALO LED ışık cihazının ( $1200 \text{ mW/cm}^2$ ), (Ultradent, Güney Ürdün, UT, ABD), (Resim 9) yüzeyi ortada 3x3mm.lik açık alan kalacak şekilde siyah ışık geçirmez bir bantla kapatılmıştır. Daha sonra bu açık alan örneğin üzerine gelecek şekilde yerleştirilmiş ve 20 sn. ışık uygulanmıştır. Işık cihazı her 10 örnekte bir kalibrasyon açısından kontrol edilmiştir.

**GRUP 1B.** Bu grupta yüzey işlemleri Grup 1A'daki gibi uygulandıktan sonra yapıştırma simanı olarak 3M Z250 mikrohibrit kompozit (Resim 10) kullanılmıştır.

**GRUP 1C.** Bu grupta yüzey işlemleri Grup 1A'daki gibi uygulandıktan sonra yapıştırma simanı olarak RelyX U200 (Resim 11) kullanılmıştır. Bu grupta üretici firma talimatları doğrultusunda ışık 60 sn. uygulanmıştır ayrıca bonding ajan uygulanmamıştır.

**GRUP 2A.** 4mm.lik IPS E.max örnekler Voco X-trafill bulk-fill kompozit kullanılarak Grup 1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 2B.** 4mm.lik IPS E.max örnekler 3M Z250 kompozit kullanılarak Grup 1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 2C.** 4mm.lik IPS E.max örnekler RelyX U200 rezin siman kullanılarak Grup-1C'deki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 3A.** 2mm.lik Lava Ultimate örnekler VOCO X-trafil kompozit kullanılarak Grup-1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 3B.** 2mm.lik Lava Ultimate örnekler 3M Z250 kompozit kullanılarak Grup-1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 3C.** 2mm.lik Lava Ultimate örnekler RelyX U200 rezin siman kullanılarak Grup-1C'deki gibi yapıştırılmıştır.

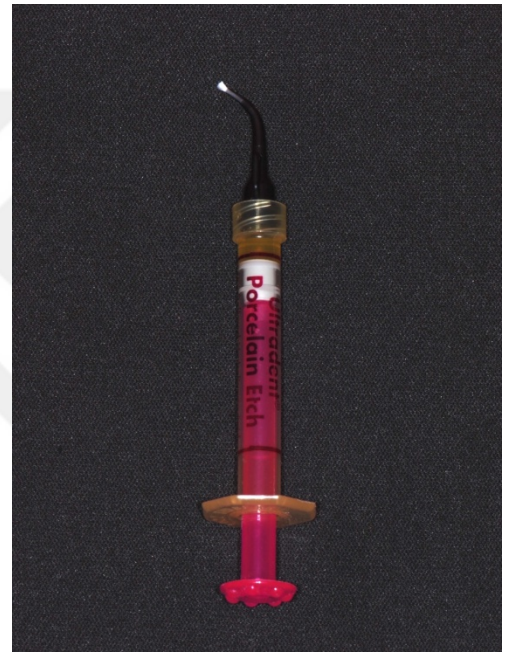
**GRUP 4A.** 4 mm.lik Lava Ultimate örnekler Voco X-trafill bulk-fill kompozit kullanılarak Grup 1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 4B.** 4 mm.lik Lava Ultimate örnekler 3M Z250 kompozit kullanılarak Grup-1A'daki gibi yapıştırılmıştır.

**GRUP 4C.** 4 mm.lik Lava Ultimate örnekler RelyX U200 self-adeziv rezin siman kullanılarak Grup-1C'deki gibi yapıştırılmıştır.



**Resim 4.** Kumlama cihazı



**Resim 5.** %9 Hidroflorik asit



**Resim 6.** 3M Single Bond Universal



**Resim 7.** Bisco Bis-silan



**Resim 8.** VOCCO  
X-trafil



**Resim 9.** LED  
ışık cihazı



**Resim 10.** 3M Z250



**Resim 11.** RelyX U200

Çalışmada kullanılan materyaller tablo 1 de gösterilmiştir.

**Tablo 1.** Çalışmada kullanılan materyallerin içeriği ve LOT numaraları

| MATERYAL                     | TİPİ                         | İÇERİĞİ   | Üretici                           | LOT#                         |
|------------------------------|------------------------------|---|-----------------------------------|------------------------------|
| <b>Lava Ultimate</b>         | Rezin nanoseramik            | Ağırlıkça %80 silika nanomer (20nm) ve zirkonya nanomer (4-11 nm), 0,6-10 µm boyutunda nanoklastır doldurucu, %20 rezin matris  | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD        | N842170                      |
| <b>IPS E.max</b>             | Lityum disilikat cam seramik | Kristalize edildiğinde %70 oranında cam faza gömülmüş lityum disilikat kristalleri, eser miktarlarda K <sub>2</sub> O, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> , ZnO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , MgO ve renklendirici oksitler | Ivoclar, Liechtenstein            | V46355                       |
| <b>Single Bond Universal</b> | Üniversal adeziv             | 10-MDP fosfat monomer, Vitrebond, kopolimer, HEMA, Bis-GMA, dimetakrilat rezin, silan, etanol, su.  | 3M ESPE, Neuss, Almanya           | 3424447                      |
| <b>3M Z250</b>               | Mikrohibrit kompozit         | Bis-GMA, bis-EMA, TEGDMA, UDMA; %60 silica/zirconia (0.6 µm) partikülleri   | 3M ESPE, St Paul, MN, ABD         | N924423                      |
| <b>X-tra fil</b>             | Bulk-fill kompozit           | Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Baryum boron alüminyum cam silika (0.05-10 µm)   | Voco, Almanya                     | 1717238                      |
| <b>RelyX U200</b>            | Self-adeziv rezin siman      | Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat monomerleri, silanize doldurucular (ağırlıkça %70, hacimce %43), başlatıcılar, stabilizatörler, reolojik katkılar, alkali (bazik) başlatıcı bileşenler, pigmentler           | 3M ESPE (St. Paul, MN, ABD)       | 664323                       |
| <b>Bis-silan</b>             | Silan                        | Etanol (<95 derişim), MTS (<10 derişim)   | BISCO, Schaumburg                 | A:1600007289<br>B:1600007290 |
| <b>Porselen etch</b>         | %9 HF asit jel               | %9 hidroflorik asit, %92 izopropanolol, metakriloksipropil trimetoksi silan   | Ultradent, Güney Ürdün, Utah, ABD | BFBKJ                        |

### 3.4. Termal Siklus

Örnekler Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazında (FT400 Immersion Cooler, JULABO GmbH, Seelbach, Almanya) en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, soğuk ve sıcak su banyolarında 30'ar sn. olmak üzere toplam 60 sn. bekletme süresinde 5000 devir olacak şekilde termal siklus uygulandı.

### 3.5. Bağlanma dayanımının ölçülmesi

Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi universal test cihazı (Model 3345K7023; Instron Corp., ABD) kullanılarak yapıldı. Test cihazının bir ucuna örnekler (Resim 12) sabitlendi diğer ucuna da bıçak sırtı şeklinde sonlanan bir uç yerleştirildi. Başlık hızı 1 mm/dk olacak şekilde, örnek ve diş arasındaki bağlantı ara yüzeyine paralel kesme kuvveti uygulandı (Resim 13).

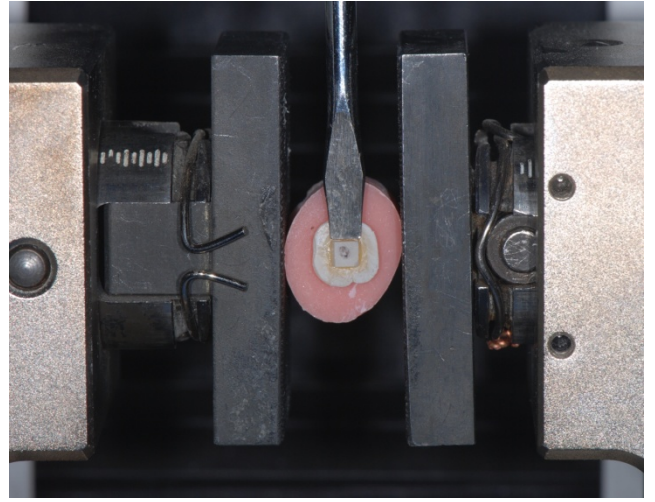
Kırılma anındaki maksimum kuvvet, Newton (N) olarak kaydedildi ve aşağıdaki formül kullanılarak N değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi:

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

Burada P kırılma anındaki kuvvet (N),  $a^2$  ise örneklerin taban alanıdır ( $\text{mm}^2$ ).



**Resim 12.** Hazırlanan



**Resim 13.** Örnek yerleştirilmiş Universal Test Cihazı

### 3.6. Başarısızlık tipleri

Kopma yüzeyleri bir stereomikroskop (Stemi 1000, Zeiss, Almanya) ile x40'lık büyütme altında incelenerek, başarısızlık tipleri; adeziv kırılma, koheziv kırılma ve karışık kırılma olarak sınıflandırıldı.

Başarısızlık tipleri aşağıdaki kriterlere göre belirlendi:

İndirekt blok içerisinde koheziv tip başarısızlık: %75 veya daha fazla blok materyalinin kendi içinde kopması

Yapıştırma materyalinde koheziv tip başarısızlık: %75 veya daha fazla siman materyalinin kendi içinde kopması

Materyal-yapıştırma ajanı ara yüzeyinde adeziv tip başarısızlık: Örneğin materyal-yapıştırma siman ara yüzeyinden kopmasıdır. %75 veya daha fazla bir alanda materyal yüzeyinin görülmesidir.

Karışık tip başarısızlık: Tanımlanan başarısızlık tiplerinden en az ikisinin, her biri %75'den az olmak üzere ara yüzeyde görülmesidir.



### **3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme**

Her gruptaki örneklerden üçer adet belirlenerek toplamda 36 örnek inceleme için seçildi. Seçilen örnekler, o grubun en çok görülen başarısızlık tipine ve ortalama kopma değerine en yakın değere sahip olanlardan seçildi.

SEM incelemesi, taramalı elektron mikroskobu (GeminiSEM 500, Zeiss, Almanya) ile gerçekleştirildi. SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendikten sonra, numune yüzeyleri 200 Å kalınlığında altın ile kaplanıp farklı büyütmelede (X500-1500) yüzey görüntüleri alındı.

### **3.8. İstatistiksel Analiz**

İstatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesinde, istatistiksel yazılım programından yararlanıldı (SPSS v16.0; SPSS Inc., Chicago, IL., USA). Veri dağılımının normallik varsayımının analizi için Kolmogorov-Smirnov testi kullanıldı. Diş dokularının, seramik alt yapı materyallerinin, yapıştırma simanlarının ve bunlar arasındaki etkileşimin makaslama bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini incelemek için 3-yönlü varyans analizi (ANOVA) kırılma tiplerinin analizinde ise Ki-Kare testi ve test grupları arasındaki anlamlı farklılıkların tespitinde Tukey, Post-hoc testi kullanıldı. ( $p < 0.05$ )

## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Test gruplarının, kullanılan simanların, seramik blokların ve blok kalınlıklarının ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkları tablo 2, tablo 3, tablo 4 ve tablo 5'te gösterilmiştir.

Farklı kalınlıklarda, farklı simanlarla yapıştırılan farklı blokların, dentine olan bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kullanılan simanlar arasında bağlanma değeri en yüksek olan simanlar sırasıyla 3M Z250 (7,1 MPa), VOCO X-trafil (5,6 MPa) ve RelyX U200 (2,3 MPa) olarak tespit edilmiştir. Bu materyaller arasındaki tüm ikili karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. ( $p < 0,05$ )

İndirekt materyaller olarak kullanılan LAVA Ultimate (4,7 MPa) ve IPS E.max (5,3 MPa) bloklar karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. ( $p = 0,546$ )

Çalışmada kullanılan 2mm. (4,5 MPa) ve 4mm. (5,5 MPa) kalınlıklar arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. ( $p = 0,322$ )

**Tablo 2.** Test gruplarının ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkları

| MATERYAL      | KALINLIK | N  | SİMAN TİPİ                  | ORTALAMA        | STD.SAPMA |
|---------------|----------|----|-----------------------------|-----------------|-----------|
|               |          |    |                             | BAĞLANMA DEĞERİ |           |
| IPS E.max     | 2 mm.    | 12 | 3M Z250 <sup>de</sup>       | 6,9             | 2,31      |
|               |          | 12 | VOCO X-trafil <sup>cd</sup> | 5,9             | 1,73      |
|               |          | 12 | RelyX U200 <sup>ab</sup>    | 2,3             | 0,75      |
|               | 4 mm.    | 12 | 3M Z250 <sup>e</sup>        | 8,1             | 2,31      |
|               |          | 12 | VOCO X-trafil <sup>cd</sup> | 5,6             | 1,93      |
|               |          | 12 | RelyX U200 <sup>ab</sup>    | 3,1             | 0,67      |
|               | 2 mm.    | 12 | 3M Z250 <sup>de</sup>       | 6,4             | 1,31      |
|               |          | 12 | VOCO X-trafil <sup>bc</sup> | 4,1             | 0,99      |
|               |          | 12 | RelyX U200 <sup>a</sup>     | 1,6             | 0,51      |
| Lava Ultimate | 4 mm.    | 12 | 3M Z250 <sup>de</sup>       | 7,3             | 1,61      |
|               |          | 12 | VOCO X-trafil <sup>de</sup> | 6,6             | 1,93      |
|               |          | 12 | RelyX U200 <sup>ab</sup>    | 2,3             | 0,89      |

**Tablo 3.** Kullanılan yapıştırma simanlarının ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları

| <b>SİMAN<br/>TİPİ</b>                | <b>N</b> | <b>ORTALAMA<br/>BAĞLANMA<br/>DEĞERİ</b> | <b>STANDART<br/>SAPMA</b> | <b>İSTATİSTİKSEL<br/>FARK</b> |
|--------------------------------------|----------|---|---------------------------|-------------------------------|
| <b>3M<br/>Z250<sup>a</sup></b>       | 48       | 7,1                                     | 2,1                       |                               |
| <b>VOCO<br/>X-trafil<sup>b</sup></b> | 48       | 5,6                                     | 1,9                       | P=0,000                       |
| <b>RelyX<br/>U200<sup>c</sup></b>    | 48       | 2,3                                     | 0,9                       |                               |

**Tablo 4.** Seramik blokların ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları

| <b>MATERYAL</b>                      | <b>N</b> | <b>ORTALAMA<br/>BAĞLANMA<br/>DEĞERİ</b> | <b>STANDART<br/>SAPMA</b> | <b>İSTATİSTİKSEL<br/>FARK</b> |
|--------------------------------------|----------|---|---------------------------|-------------------------------|
| <b>Lava<br/>Ultimate<sup>a</sup></b> | 12       | 4,7                                     | 2,5                       | P=0,546                       |
| <b>IPS E.max<sup>a</sup></b>         | 12       | 5,3                                     | 2,7                       |                               |

Kullanılan seramik blokların arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,546).

**Tablo 5.** Seramik blok kalınlıklarının ortalama bağlanma değerleri (MPa), standart sapmaları ve istatistiksel farkları

| <b>MATERYAL<br/>KALINLIĞI</b> | <b>N</b> | <b>ORTALAMA<br/>BAĞLANMA<br/>DEĞERİ</b> | <b>STANDART<br/>SAPMA</b> | <b>İSTATİSTİKSEL<br/>FARK</b> |
|-------------------------------|----------|---|---------------------------|-------------------------------|
| <b>2 mm.<sup>a</sup></b>      | 12       | 4,5                                     | 2,5                       |                               |
| <b>4 mm.<sup>a</sup></b>      | 12       | 5,5                                     | 2,7                       | P=0,322                       |

Seramik blok kalınlıkları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,322).

#### **4.2. Kırılma Tiplerinin Analizi**

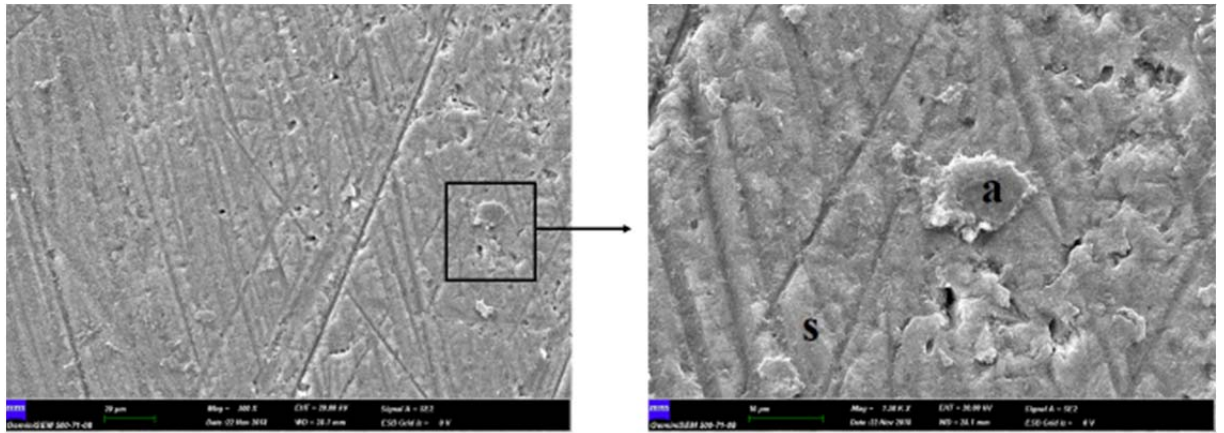
Kopma tipleri tüm varyanslar göz önüne alınarak Ki-kare testi kullanılarak karşılaştırılmışlardır. Gruplarda görülen kırılma tipleri ve dağılımı Tablo 6'da gösterilmektedir. Yapılan inceleme sonunda; en fazla gözlenen kırılma tipi adeziv (%82,6), bunu takiben sırasıyla karışık (%14,5) ve koheziv (%2,9) kırılmadır. Her hangi bir indirekt restorasyon materyalinde koheziv tip başarısızlık görülmedi. Deneysel gruplarda ve alt gruplarda gözlenen kırılma tiplerinin arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmamıştır. (p>0,05)

**Tablo 6.** Kırılma Tiplerinin Gruplara Göre Dağılımı

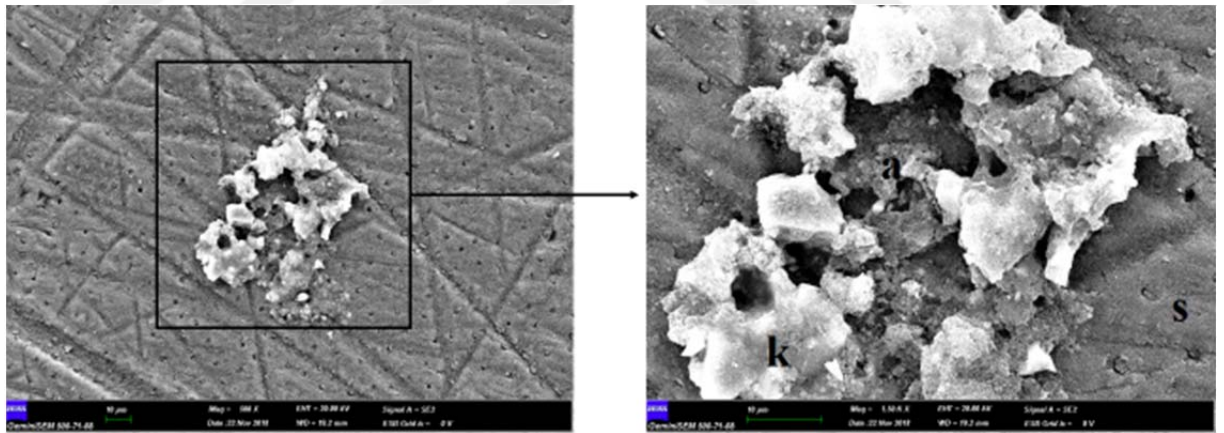
| <b>KIRILMA TİPLERİ</b> |                |              |             |                       |                     |                |                          |
|------------------------|----------------|--------------|-------------|-----------------------|---------------------|----------------|--------------------------|
| <b>GRUPLAR</b>         | <b>Koheziv</b> |              |             | <b>Adeziv</b>         |                     | <b>Karışık</b> | <b>Test Öncesi Kopma</b> |
|                        | Dentin İçinde  | Siman İçinde | Blok İçinde | Dentin-Siman Arasında | Siman-Blok Arasında |                |                          |
| <b>2 mm. I-Z</b>       |                |              |             | 9                     | 3                   |                |                          |
| <b>2 mm. I-X</b>       |                | 2            |             | 7                     |                     | 3              |                          |
| <b>2 mm. I-R</b>       |                |              |             | 10                    | 2                   |                |                          |
| <b>4 mm. I-Z</b>       |                |              |             | 10                    |                     | 2              |                          |
| <b>4 mm. I-X</b>       |                |              |             | 9                     | 3                   |                |                          |
| <b>4 mm. I-R</b>       |                |              |             | 10                    |                     | 2              |                          |
| <b>2 mm. L-Z</b>       |                | 1            |             | 8                     |                     | 3              |                          |
| <b>2 mm. L-X</b>       |                |              |             | 9                     |                     | 3              |                          |
| <b>2 mm. L-R</b>       |                |              |             | 11                    | 1                   |                | 5                        |
| <b>4 mm. L-Z</b>       |                | 1            |             | 8                     |                     | 3              |                          |
| <b>4 mm. L-X</b>       |                |              |             | 10                    |                     | 2              |                          |
| <b>4 mm. L-R</b>       |                |              |             | 9                     |                     | 3              | 7                        |

**I:** IPS E.Max, **Z:** 3M Z250, **X:** VOCO X-Trafil, **R:** Relyx U200

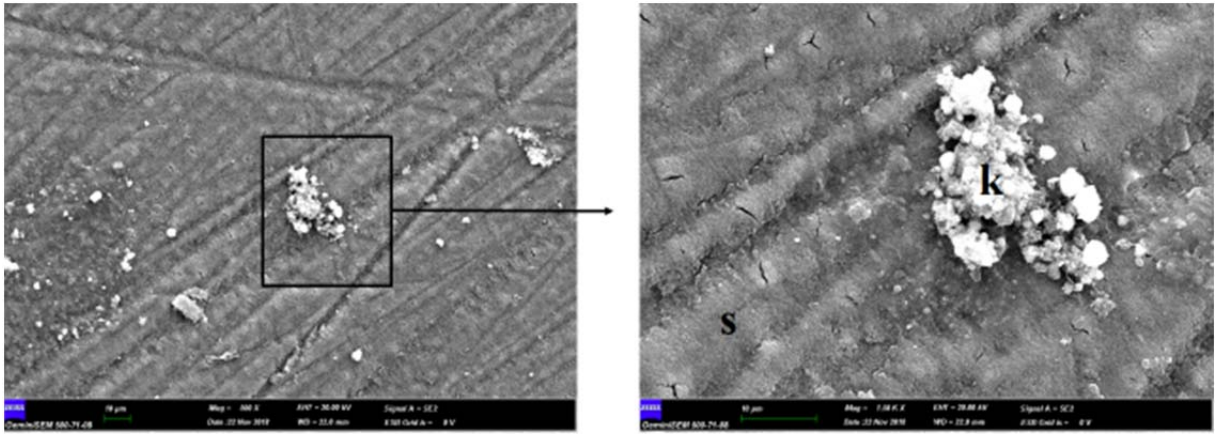
### 4.3. Sem Görüntüleri



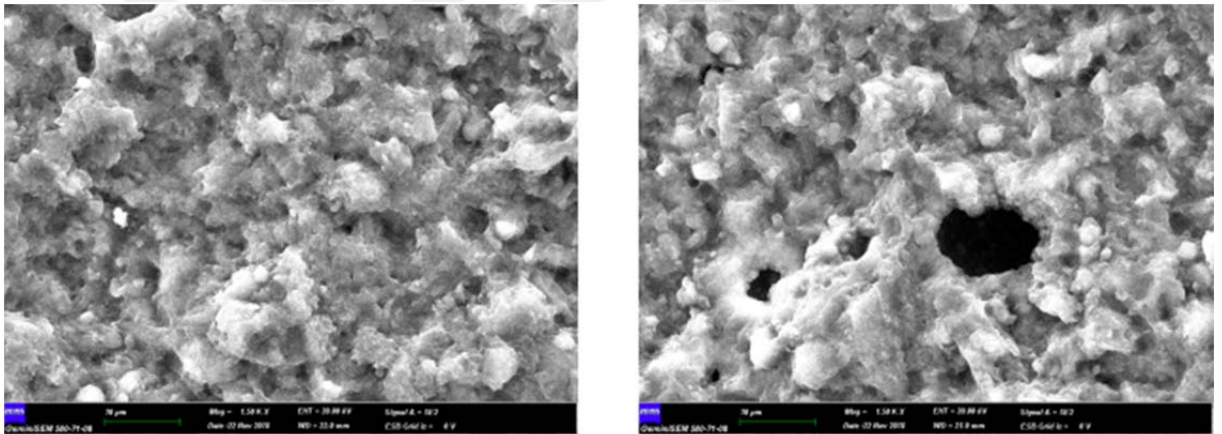
**Resim 14.** VOCO X-trafil ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate Örneklerin bağlantı arayüzünde görülen 'adeziv' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmeye taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, a: adeziv



**Resim 15.** VOCO X-trafil ile yapıştırılan 4mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen 'karışık' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmeye taramalı elektron mikroskop görüntüsü k: kompozit, a: adeziv, s: smear tabakası

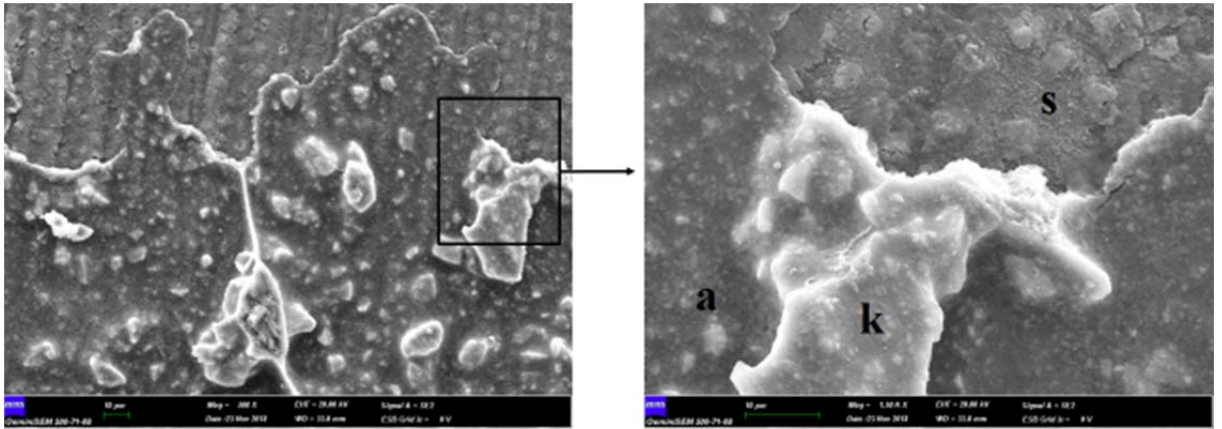


**Resim 16.** 3M Z250 ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen 'adeziv' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, k: kompozit

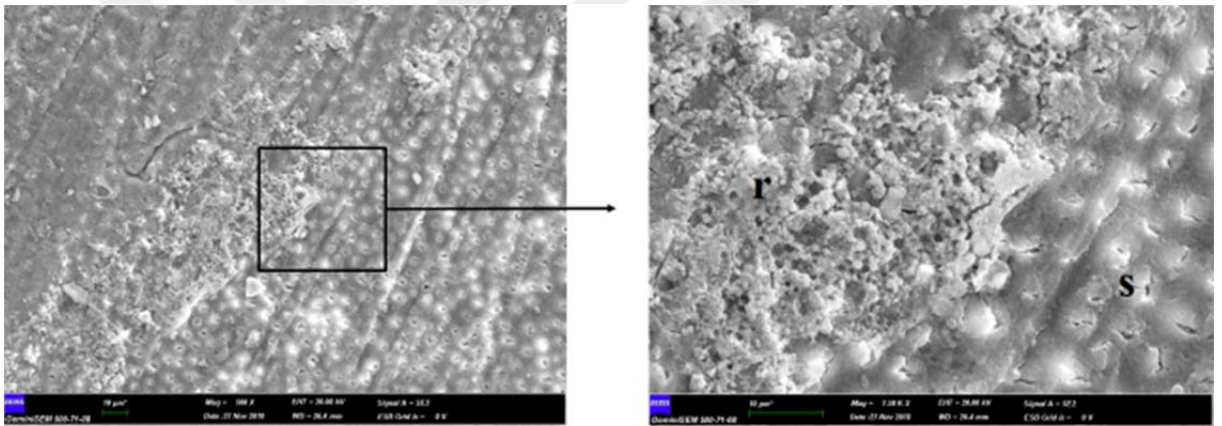


**Resim 17.** 3M Z250 ile yapıştırılan 2mm. LAVA Ultimate grubunda gözlenen 'koheziv' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü





**Resim 18.** VOCO X-trafil ile yapıştırılan 2mm. IPS E.max örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen 'karışık' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü a: adeziv, s: smear tabakası, k: kompozit



**Resim 19.** RelyX U200 self-adeziv resin siman ile yapıştırılan 4mm. LAVA Ultimate örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen 'karışık' tip ayrılmanın x500 ve x1500'lük büyütmede taramalı elektron mikroskop görüntüsü s: smear tabakası, r: resin siman

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Günümüzde direkt kompozit restorasyonlar iyileştirilmiş mekanik ve optik özellikleri sayesinde restoratif diş hekimliğinde olumlu sonuçlar vermektedir. Buna karşın direkt kompozit restorasyonların büyük posterior kavitelere polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı ve yetersiz direnç özellikleri gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca renklenme ve uygulama sonrası hassasiyet gözlenmesi de sorun yaratan diğer olumsuz özellikleridir (85, 86) .

Direkt kompozit restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak için ağız dışında polimerizasyon uygulanıp siman aracılığı ile prepare edilmiş kaviteye bağlanan indirekt restorasyonlar kullanıma girmiştir. Indirekt restorasyonlarda ağız dışında laboratuvar ortamında polimerize edilen kompozitlerin yanı sıra kompozitlere göre daha iyi mekanik ve estetik özellikler gösteren seramikler de yaygın olarak kullanılmaktadır (3, 5) .

Indirekt restorasyonların olumlu sonuçları, klinikte hızlı restorasyon uygulamasını gündeme getirmiştir. Bu amaçla, klinik uygulamada alınacak ağız içi kayıtlarla ağız dışında restorasyonun aynı seansta tamamlanıp hastaya teslim edilmesini sağlayan CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD-CAM sistemlerinin zaman tasarrufu sağlaması, üç boyutlu tasarım ile optimum özelliklere sahip restorasyonların üretilmesine olanak sağlamasıyla kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Üretim sistemlerine göre çeşitlilik gösteren birçok CAD-CAM materyali üretilmiştir. Bu materyaller metallere, rezinlere, cam seramiklerden yüksek dayanıklılıktaki seramiklere kadar büyük bir çeşitliliğe sahiptir (52, 87) .

Genel olarak, seramik bloklar ile estetik restorasyonlar yapılabilmektedir, bu blokların optik ve mekanik özellikleri tatmin kardır, yüksek sıkışma ve aşınma direncine sahiptirler. Lityum disilikat cam seramikler optik özellikleri ve doğal translusensliği artırılarak optimum fiziksel özellik kazandırılan seramik materyallerdir. Özellikle

anterior bölgede üstün estetik, stabilite ve biyouyumluluk avantajları nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadırlar (88) .

Bu çalışmada kullanılan restorasyon materyallerinden biri CAD-CAM sistemlerinde sıklıkla kullanılan hem estetik hem de fonksiyon açısından olumlu sonuçların elde edildiği lityum disilikat bazlı cam seramik olan IPS e.max CAD olmuştur. CAD-CAM uygulamaları için geliştirilen lityum disilikat cam bazlı bir seramik olan IPS e.max CAD, transparan cam ingotlar şeklinde üretilmekte ve bu prefabrik bloklardan elde edilen restorasyonlar oldukça estetik sonuçlar vermektedir. Fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği (translusensi) gibi optik özellikleri, farklı fırınlama işlemleri ile geliştirilmiştir (52) .

İndirekt rezin kompozit bloklar CAD/CAM uygulamalarında kullanılan seramiklere alternatif olarak geliştirilmiştir. Resin bloklar, kompozit rezinlerin fabrikasyon işlemi ile yüksek, sabit bir basınç ve yüksek sıcaklık altında polimerize edilmeleriyle üretilir. İndirekt rezin bloklar ile büyük defektlerde kolay ve etkili bir şekilde fonksiyonel ve anatomik şekilli restorasyonlar hazırlanabileceği belirtilmiştir (56) . CAD/CAM sistemleriyle uygulanan seramik materyallere göre bazı avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Seramik bloklarla karşılaştırıldığında daha uygun maliyetli, uygulama süreçleri ve tamirleri daha kolaydır. Frezleme işlemi ile şekillendirmeleri ve polisaj işlemleri seramiklere göre daha kolaydır. Karşıt doğal dişlerde daha az aşınma oluştururlar. Fakat mekanik ve optik özellikleri daha zayıftır (52) . Eski nesil kompozit rezin blokların aşınmaya karşı dirençli olmadıkları, polisajla yüzey kaybı oluştuğu ve renk stabilitesinin zayıf olduğu belirtilmiştir (89) . Bu sorunların üstesinden gelebilmek için üreticiler, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere, seramiklerin sağlamlık, renk stabilitesi gibi avantajlı özellikleriyle kompozitlerin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırıcılığı gibi olumlu özelliklerini kombine eden hibrit materyaller geliştirmişlerdir. Hibrit materyaller seramikler ile karşılaştırıldığında daha fazla esnekliğe, karşıt dişte daha az aşındırıcılığa sahiptirler. Kırılganlıkları ve sertlikleri daha azdır, işlenebilirlikleri ise seramiklere kıyasla daha kolaydır (59) .

Çalışmada kullanılan ikinci restorasyon materyali olan Lava Ultimate materyali hibrit yapıda rezin bazlı bir nanoseramik bloktur. Yüksek derecede polimerize edilmiş bir rezin matriksin içine nanoseramik partiküllerinin eklenmesiyle üretilir ve rezin nanoseramik adı verilir. Ne tam bir kompozit ne de tam bir seramiktir.

Son yıllarda yaygınlaşmakta ve gelişmekte olan CAD-CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların başarısını etkileyen faktörleri inceleyen çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri adezyondur. Indirekt restorasyonlar prepare edilmiş kaviteye adeziv simanlar ile yapıştırılarak adezyon sağlanmaktadır. Bu yüzden simantasyon prosedürünün restorasyonun adezyonunda dolayısıyla uzun dönem başarısında büyük önemi mevcuttur. Ayrıca yapıştırma simanının tipi ve adezyon kabiliyeti de kritik öneme sahiptir (90) . Tam seramik restorasyonların simantasyonunda; ışık ile polimerize olan, kimyasal olarak polimerize olan ve hem ışık ile hem kimyasal olarak polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar kullanılabilir (91-94) .

Işık ile polimerize olan rezin simanlar, dual-cure ya da kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarla karşılaştırıldığında, en büyük avantajı çalışma sürelerinin uzun ve kontrol edilebilir

olmasıdır. Ayrıca ışık ile polimerize olan rezin simanların renk stabilitesi daha iyidir. Ancak ışık ile polimerize olan rezin simanların polimerizasyon derecesini restorasyonun kalınlığı etkiler. Restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiği zaman dual-cure rezin simanların kullanılması önerilmektedir. Özellikle alümina ya da zirkonya esaslı tam seramik restorasyonların kalınlıkları 0.5-0.7 mm olsa bile, ışık ile polimerize olan rezin simanlarla yapıştırıldıklarında ışık geçirgenlikleri az olduğu için tam bir polimerizasyon sağlanamaz (7, 91, 92, 94) .

Rezin simanların yapıştırma materyalleri olarak kullanıldığında renklenme, yetersiz doldurucu içeriğinden dolayı düşük mekanik özellik, düşük adezyon kabiliyeti, restorasyon-diş aralığındaki boşlukları ideal olarak dolduramaması gibi dezavantajları nedeniyle araştırmacılar alternatif yapıştırma materyalleri aramaktadır. Goulart M. ve arkadaşları (95) yaptıkları bir çalışmada yapıştırma simanı olarak iki adet ısıtılmış geleneksel kompozit ile bir adet rezin simanın bağlanma kuvvetini karşılaştırmışlardır ancak bunun dışında bir materyal test edilmemiştir. Kompozit rezinler, rezin simanlara oranla yüksek doldurucu içeriği nedeniyle sahip oldukları üstün mekanik özellikler, uzun dönemde estetik olarak daha stabil kalmaları, ve en önemlisi yapılan indirekt restorasyonun diş dokusu ile aralarında kalan mikro ve makro boşlukları daha iyi doldurabilmesi gibi özellikleri nedeniyle bir alternatif materyal olabilirler. Son zamanlarda birçok klinisyen kompozit rezinleri indirekt restorasyon yapıştırmada

kullanmaktadır. Yapılan literatür incelemesinde rezin kompozitler ve rezin simanların bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle sunulan çalışmada alternatif yapıştırma materyali olarak geleneksel ve bulk-fill kompozitler kullanılmıştır, bu alanda yapılmış olan ilk çalışma olacaktır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar klinisyenlere mevcut yapıştırma materyallerine alternatif yöntemler sunacaktır.

Sunulan çalışmada alternatif iki materyalle birlikte materyal kalınlığı ve farklı iki indirekt restoratif materyal parametreleri de eklenerek, yapıştırıcı, ana materyal ve kalınlık faktörlerinin etkisi araştırılmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre kullanılan yapıştırma simanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Geleneksel kompozit rezinler, bunu takiben bulk-fill kompozitler rezin simanlara göre üstün adezyon başarısı göstermiştir. Dolayısıyla çalışmanın birinci hipotezi olan ‘rezin simana alternatif olarak kullanılan kompozit rezinlerin her ikisi de rezin simandan daha iyi bağlanma kuvveti sunar’ hipotezi kabul edilmiştir. Ancak çalışmanın sonuçlarına göre kullanılan indirekt restorasyon materyalleri arasında ve farklı kalınlıklardaki örneklerin bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı için, ikinci hipotez olan ‘kullanılan bloklardan rezin içeriği fazla olan LAVA Ultimate’in IPS E.max’ten daha güçlü bir bağlanma kuvveti sağlar’ hipotezi ve üçüncü hipotez olan ‘kullanılan iki kalınlıktan 4mm. olan grupların bağlanma kuvveti 2 mm. olan gruplardan daha zayıftır’ hipotezleri reddedilmiştir.

Abo-Hamar ve arkadaşları (96) biri self-adeziv rezin siman olmak üzere 5 farklı yapıştırıcı simanın, termal siklus uygulamasından önce ve sonra, mine ve dentine makaslama bağlanma dayanımını araştırmışlardır. Termal siklus uygulamasından önce, yapıştırıcı simanların mineye olan bağlanma dayanımı değerlerini dentinden daha yüksek olarak bulmuşlardır. Termal siklus uygulamasından sonra ise, self-adeziv rezin siman ve cam iyonomer siman hariç, yapıştırıcı simanların mineye bağlanma dayanımını dentininkinden daha yüksek olarak bulmuşlardır. Ayrıca, protetik restorasyonların dentine simantasyonunda self-adeziv rezin simanın mevcut sistemlere alternatif olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Öztürk ve arkadaşları (97) , 3 farklı rezin siman kullanarak porselen laminate veneerlerin mine, dentin ve mine-dentin kompleksi olmak üzere 3 farklı yüzeye

makaslama bağlanma dayanıklılığının değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı diş yüzeylerinin porselen laminate veneerlerin bağlanma dayanımını etkilediğini ve en yüksek bağlanma dayanımını değerlerinin mineye simante edilen örneklerde, en düşük değerlerin ise dentine simante edilen örneklerde görüldüğünü belirtmişlerdir. Ayrıca, rezin simanların porselen laminate veneerlerin bağlanma dayanımı değerlerini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Erfan ve arkadaşları (98) , hibrit kompozit rezinin mine ve dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine dentin bağlayıcı ajanların etkisini inceledikleri çalışmalarında, kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı değerlerini dentine bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı olarak daha yüksek bulmuşlardır.

Çalışmamızda ise sadece dentin dokusuna olan makaslama bağlanma dayanımı değerlerine bakılmıştır ve simantasyonda kullanılan yapıştırma simanları indirekt restorasyon materyallerinin bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı olarak etkilemiştir.

Frankenberger ve ark. (99) tarafından yapılan, Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı bir çalışmada, her iki materyalin bağlanma dayanımları arasında bir fark bulunamamıştır. Her ne kadar onların çalışmasında farklı yapıştırma simanları kullanılmış olsa da kullanılan indirekt materyaller bizim çalışmamızla benzer davranış sergilemiştir. Wahsh ve ark. (100) tarafından yapılan bir başka çalışmada ise yine Lava Ultimate ve IPS E.max kullanılmış, bu çalışmada Lava Ultimate gruplarının daha yüksek bağlanma gösterdiği bulunmuştur. Araştırmacılar bu durumu Lava Ultimate materyalinin kompozit rezin ağırlıklı bir materyal olması ve bu yapının yapıştırma simanı ile kimyasal olarak benzerlik göstermesi nedeniyle daha yüksek bağlanma sunduğunu savunmuşlardır. Ancak bizim çalışmamızda böyle bir etki görülmemiştir. İki çalışma arasındaki bu farklılık, uygulanan metodoloji farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Kullanılan yapıştırma simanlarının polimerizasyonlarının tamamlanması restorasyon ömrü açısından oldukça kritiktir çünkü eksik polimerizasyon, simanların mekanik özelliklerini, boyutsal stabilitesini ve diş yapısına olan bağlantıyı azaltır ve mikrosızıntı, azalmış biyo-uyumluluk, renk değişimi ve post-operatif hassasiyet ile sonuçlanır. Üreticiler farklı kalınlıklardaki indirekt materyaller için belirli bir polimerizasyon süresi belirtmemişlerdir. Genel olarak, ışık doğrudan malzeme yüzeyine uygulandığında tam

polimerizasyon için ortalama  $400 \text{ mW/cm}^2$  ışık yoğunluğu ile 40 saniyelik polimerizasyon yeterlidir (101).

Öztürk ve ark. (102) seramik renk ve kalınlığının ışıkla polimerize olan IPS Empress altında kullanılan rezin simanların mikromekanik özellikleri üzerine olan etkisini incelemişler ve seramik kalınlığının mikromekanik özellikleri, seramik rengine göre daha çok etkilediğini bulmuşlardır. Benzer şekilde, Kılınç ve ark. (103) porselen rengi ve kalınlığının ışıkla polimerize olan ve dual polimerize olan rezin simanın polimerizasyonu üzerindeki etkisini incelemişler ve 3 mm.den daha fazla kalınlığın mikro-sertliği etkilediğini bulmuşlardır. Yapılan bu iki çalışmanın aksine bizim çalışmamızda 2 ve 4 mm. blok kalınlıklarının ortalama bağlanma sonuçları arasında bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeni ise kullandığımız blokların ışık geçirgenliğinin fazla olması sonucu kullanılan yapıştırma simanlarının polimerizasyonunun tamamlanmış olması olabilir.

Laboratuvarda gerçekleştirilen bağlanma dayanımı testlerinde insan ve sığır dişlerinin kullanımı önerilmektedir (104, 105). Sığır dişleri ve insan dişleri ile yapılan bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanma değerlerinin birbiriyle benzer olduğu belirtilmiştir (106, 107). Aksine, Oesterle ve arkadaşları (108) sığır dişlerinin, insan dişlerinden daha zayıf bağlanma dayanımına sahip olduğunu belirtmiştir. Sanches ve arkadaşları (109) ise, sığır dişlerinin kullanılacağı çalışmalarda, sığır dişlerinin dentin tübüllerinin insan dişlerinininkinden daha geniş olmasından dolayı yüzeysel dentin dokusunun kullanılması gerektiğini ifade etmiştir. Sığır dişleri ile insan dişleri arasındaki morfolojik, kimyasal ve fiziksel özellik farkları göz önünde bulundurulduğunda bağlanma çalışmalarında çekilmiş insan dişlerinin kullanımı daha geçerli bir yöntem olduğundan sunulan çalışmada taze çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılacak dişlerin, deney öncesi bekleme süresinde, dezenfeksiyonu ve saklama koşulları konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Bu amaçla araştırmacılar soğutucularda dondurularak saklanmış, distile su, kloramin, formalin, timol, salin, sodyum hipoklorit gibi çeşitli solüsyonlarda bekletilmiş dişleri kullanmışlardır (105, 110, 111).

Zheng ve arkadaşları (112) dişlerin  $-20^{\circ}\text{C}$ 'de dondurulmasını ya da  $+4^{\circ}\text{C}$ 'de %1'lik kloramin solüsyonu içinde bekletilmesini önermektedir. Mobarak ve arkadaşları (105) kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımı üzerine farklı bekletme ortamlarının

etkisini inceledikleri çalışmalarında, dişlerin kloramin solüsyonunda kısa ve uzun süreli bekletilmesi ile oda sıcaklığında kuru olarak bekletilmesinin arasında herhangi bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca, dişler hangi koşullarda bekletilmiş olursa olsun bağlanma dayanımı testlerinden önce iki hafta süreyle distile suda bekletilmesini önermektedirler. Goodis ve arkadaşları (113) araştırmalarda sıklıkla kullanılan salin solüsyonunun, dentine bağlanma dayanımı çalışmalarında kullanımının uygun olmadığını belirtmişlerdir. Tosun ve arkadaşları (114) dişlerin timol solüsyonunda bekletilmesinin formalin ve distile su da bekletilmesine göre kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı değerlerini azalttığını belirtmişlerdir. Kloramin, sodyum hipoklorite yakın bir benzerlik göstermesi ve dentinin kollajen yapısını etkilememesi nedeniyle araştırmacılar tarafından dişlerin dezenfeksiyonunda tercih edilmektedir (105). ISO standartlarına göre, deney için kullanılacak dişler çekildikten sonra 1-6 ay içinde kullanılmalıdır. Dişler, buzdolabında +4°C'de distile suda ya da %0.5'lik kloramin-T solüsyonunda en fazla 1 hafta, sonra yine +4°C'de distile suda bekletilmelidir. 16-40 yaş arası bireylerden toplanmış insan dişleri kullanılmalıdır ve dentine bağlanma dayanımı bakılacaksa, mümkün olduğu kadar mineye yakın yüzeysel dentin dokusu kullanılmalıdır (104). Sunulan çalışmada kullanılan dişlerin dezenfeksiyonu ve saklama koşulları ISO standartları doğrultusunda yapıldı.

Yeni materyallerin geliştirilmesi, uygulama hatalarının tespiti, klinik başarının değerlendirilmesi için klinik çalışmalar ve laboratuvar testleri yapılır. Klinik çalışmalar bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem olmasına rağmen, bu çalışmaların gerçekleştirilmesi ve çalışmaya dahil edilen hastaların takibi zordur, uzun zaman alır ve standardizasyonu sağlamak güçtür. Bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ya da marjinal adaptasyon gibi laboratuvar testleri dental materyallerin kısa sürede değerlendirilmesini sağlarlar ve materyallerin klinikte kullanımı ile ilgili bir ön bilgi verirler. Laboratuvar çalışmalarının sonuçlarına dayanarak, birazda olsa, dental materyallerin özellikleri tahmin edilebilir (115-117). Bundan dolayı, çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirildi.

Çalışmamızda 2 mm. ve 4 mm. olmak üzere iki farklı kalınlıkta restorasyon örneklerini dentine bağladığımız için polimerizasyon yetersizliğinin bağlanmayı etkilememesi için dual-cure bir rezin siman olan RelyX U200'ü tercih ettik. Resin simanın polimerizasyonu tüm yüzeylere 20 sn boyunca 1000 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda ışık (Valo



Cordless, Ultradent, Güney Ürdün, ABD) uygulanarak gerçekleştirildi. Böylece yapıştırma simanlarının, tamamen polimerize olmasını hedefledik. Öztürk ve ark. (118) , Variolink 2, Variolink Veneer ve Rely X Veneer simanı kullanarak yaptıkları çalışmada, rezin simanları 2 mm kalınlığındaki porselen üzerinden yüksek yoğunluklu LED cihazı ile polimerize etmişlerdir. Çalışmalarında yapıştırma simanlarının polimersizasyonu için en az 20 sn ışık uygulama süresinin gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek yoğunluklu ışık cihazlarının konvansiyonel ışık kaynaklarına göre simanın polimerizasyon süresini kısalttığını ve kalın restorasyonlar için uygulama süresinin artırılmasıyla polimerizasyonun tamamlandığı bazı araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (119) . Rezin içerikli materyallerin bağlanmasının in vivo kullanım sonundaki başarısını tahmin edebilmek için laboratuvar ortamında genellikle termal siklus ve suda bekletme yöntemi kullanılmaktadır (120) . Her ikisi de klinik yaşlandırma parametrelerine uygundur. Materyal ve yapıştırma simanının termal genişleme katsayısının farkından dolayı materyal ve yapıştırma simanı arasındaki bağlanma direnci bu işlemlerden sonra olumsuz etkilenmektedir (121) . ISO standartlarına göre test edilecek örneklere uygulanabilecek yaşlandırma işlemleri için 3 farklı yöntem önerilmiştir (104) ;

-37o C'de 24 saat suda bekletildikten sonra uygulanan kısa dönem testler,

-37o C'de 20-24 saat suda bekletildikten sonra 5o C-55o C arasında suda 500 kez ısısızal çevirim uygulanan testler,

-37o C'de 6 ay bekletildikten sonra uygulanan uzun dönem testler.

Çalışmamızda ağız içi ısı değişimlerini taklit ettiği için ve simanların uzun dönem bağlantısını incelemek için 5000 devir termal siklus uygulaması tercih edilmiştir.

Rezin simanların bağlanma dayanımını araştıran çalışmalarda genellikle indirekt restorasyon materyali ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanıklılığı incelenmiştir (122, 123) .

Tam seramik ya da veneer kuronlar mine ya da dentinle bağlandığından bu durum normal klinik uygulamayla çelişmektedir. Diş-siman-seramik bağlantısı üzerine ağız içinde gelen kuvvetler saf bir vektörel kuvvet değildir ve kompleks yapıdadır. Bir kuvvet altında dişler ve restoratif materyallerin maruz kaldığı temel gerilim türleri; çekme, basma ve makaslamadır (124) . Adeziv materyallerin mine ve dentine ya da

seramik materyallere bağlanma etkinliğini değerlendiren çalışmalarda genellikle makaslama ve gerilme bağlanma dayanımı testleri kullanılmıştır (116, 125) .

Hooshmand ve arkadaşları (126) standardize edilmiş bağlanma dayanımı testlerinde, makaslama ya da gerilme bağlanma dayanımı ölçümlerinin ideal olduğunu ve gerilme bağlanma dayanımı testlerinin daha uygun ölçüm sağladığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte, gerilim testleri oldukça hassastır. Kuvvet uygulaması sırasında örnekteki ya da stres dağılımındaki küçük değişikliklerin sonuçlar üzerinde büyük etkisi vardır. Ayrıca, makaslama bağlanma dayanımı testi gerilim ve mikro gerilim bağlanma dayanımı testlerine göre, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde daha uygun ve etkili bir yöntem olduğu ve klinik durumu daha iyi taklit edebildiği belirtilmiştir (127) . Mikro gerilim bağlanma dayanımı testleri bağlanma dayanımı ölçümü için kullanılan güvenilir bir test olmasına rağmen, makaslama bağlanma dayanımı testi, uygulaması kolay ve hızlı olduğu için dental materyallerin diş yapısına adezyonunun tespit edilmesinde en yaygın olarak kullanılan bağlanma testidir (110, 111, 116, 125) .

Restoratif tedavinin planlaması, materyalin bağlanma yüzeyinde oluşabilecek kuvvetleri belirler. Bu yüzden bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde, materyalin kullanım alanına göre hangi test yönteminin uygulanması gerektiğine karar verilmelidir (128) . Çalışmalarda, laminate veneerler ile ilgili yapılan bağlanma dayanımı testlerinde daha çok makaslama kuvvetlerinden faydalandığı görülmektedir (129, 130) . Bu çalışmada da, indirekt restorasyon materyallerinin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi makaslama bağlanma dayanımı testi ile yapıldı.

Restoratif materyallerin bağlanma dayanımlarını araştıran çalışmalarda, makaslama bağlanma dayanımı testlerinin sonuçları üzerinde kırma ucu hızının etkisinin olduğu belirtilmiştir (131) . ISO başlık hızının makaslama testleri için  $0.75 \pm 0.30$  mm/dk olması gerektiğini rapor etmiştir (104) . Güvenilir sonuçlar elde etmek için, çalışmamızda başlık hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlandı ve seramik alt yapı materyali ile diş arasındaki bağlantı ara yüzeyine  $90^\circ$ 'lik bir açı ile kesme kuvveti uygulandı.

Diş-rezin siman-seramik birleşiminde rezin siman ve diş arasındaki adezyon için mine ve dentin yüzeylerine yapılan hazırlıklar kadar rezin siman ve seramik arasındaki

bağlanmayı arttırıcı işlemlerde önemlidir. Seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıyı sağlamak için, mikro mekanik kilitleme ve kimyasal bağlanma olmak üzere, başlıca iki yöntem vardır. Mikro mekanik kilitleme asit uygulaması ya da kumlama ile oluşturulurken, kimyasal bağlanma ise silan bağlayıcı ajan ile sağlanır (92, 123, 132) .

İndirekt restorasyonlarda yapıştırma öncesi kumlama işlemi indirekt restorasyonların pürüzlülüğünü artırıp yüzey enerjilerini yükseltir. Partikül boyutları 30-250 µm arasında olabilir. Yüzeydeki düzensizlik yapıştırma simanının restorasyona mekanik olarak daha iyi bağlanmasını sağlar (133) . Litaretürde indirekt kompozitlerde genel olarak en etkili yüzey işleminin 50 µ Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum olduğu bildirilmiştir (134) . Awliya ve ark. (135) yüksek oranda alümina içeren seramiklerle yaptıkları çalışmada en iyi bağlanma dayanımını kumlama işlemi ile elde etmişlerdir.

Sunulan çalışmada Blatz ve ark. (84) tarafından yapılan çalışma referans alınarak, 50 µm'lik partiküller ile kumlama işlemi, 40 psi'de 10 mm uzaklıktan 20 sn süreyle parçaların yapışma yüzeylerine uygulandı.

Hidroflorik asit, seramiklerin silika matrisi ile reaksiyona girip seramik yüzeyinde mikroretantif porlar açar (136) . HF asit ile cam seramik materyallerde yapışma için uygun yüzey yapısı ve pürüzlülük sağlanabilmektedir. Cam matris tabakasında oluşan kısmi çözünmeler ile kristalin yapılar açığa çıkmakta ve adeziv rezinlerin mekanik olarak tutunabileceği mikroçukurlar elde edilebilmektedir. Genellikle %2,5-10 aralığındaki konsantrasyonlarda, 1-3 dakika süreyle HF asit uygulamasının bağlanma dayanımına olumlu etkisi olduğu belirtilmektedir (137) . Tavsiye edilen asitleme süresi ve konsantrasyonu, farklı asit ajanları ve seramik tipleri arasında farklılık göstermektedir. Della Bona ve ark. Tarafından yapılan bir çalışmada en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri seramik yüzeyinin 120 sn %10 HF ile asitlenmesi sonucu elde edilmiştir. %2.5-10 HF asidin, seramik yapısına bağlı olarak değişen 20 sn-3 dk arasında uygulanması, lityum disilikat bazlı seramiklerde uygun yüzey pürüzlülüğünü sağlayabilmektedir (138) . Madani ve ark. (139) yaptıkları çalışmada %5 ve %9.5 HF asit uygulamalarını karşılaştırmışlar ve %5 HF asit uygulanan numunelerin bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak anlam ifade etmeyen şekilde düşük bulmuşlardır. Sunulan çalışmada %9 HF asit 60 sn süreyle aplikatör yardımıyla uygulanmış, 15 sn yıkanıp kurulanmıştır.

Silan bağlayıcı ajan, rezin siman ile cam seramik arasında kimyasal bir bağlanma sağlar. Çift bağa sahip bir fonksiyonel molekül olan silan bağlayıcı ajanın, inorganik grubu seramik materyalin silanol grupları ile bağlantı oluştururken, organik grubu ise rezin simanın metakrilat grupları ile bağlantı oluşturur. Ayrıca, silan uygulaması seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır (92, 93) .

Nagai ve arkadaşları (140) yüzey pürüzlendirme yöntemlerine bakılmaksızın silan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Taira ve arkadaşları (141) seramik restorasyonların simantasyonunda, klinisyenlerin primer seçerken sadece silan uygulamasının değil aynı zamanda primerin ilave bileşenlerinin de büyük ölçüde bağlanma dayanımını etkilediğinin farkında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Kitahara ve arkadaşları (142) silan bağlayıcı ajana (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane) dentin bonding ajanı olan 4-META ilavesinin bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığını göstermişlerdir. Çalışmamızda silan, örnek yüzeylerine aplikatör yardımıyla 30 sn. boyunca aktif olarak uygulanmış daha sonra hava ile kurutulmuştur.

Günümüzde uygulanan, makaslama veya gerilim testi çalışmalarında genellikle bağlanma dayanımı kuvveti hesaplandıktan sonra stereomikroskop ile kopma tipi belirlenmektedir. Kopmanın meydana geldiği substrat üzerinde, kopmanın tipine göre sınıflama yapılmaktadır. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin hesaplandığı çalışmamızda, stereomikroskop ile test sonrasında meydana gelen kopma tipleri ve kopma yüzeyi görüntüleri kaydedilmiştir. Kopma tipi analizi bağlanma çalışmalarında önemli bir parametredir. Kopma tipinin belirlenmesi test edilen adeziv sistemlerin klinik performansının değerlendirilmesinde önemli bir etkidir. Adeziv kopma, materyalde kırık oluşumuna neden olan koheziv kırığa tercih edilen bir kopma tipidir (143) . Buna rağmen bağlanma dayanımının fazla olmasıyla daha çok koheziv tip kopmalar görülmektedir. Sunulan çalışmada en fazla görülen kopma tipi adeziv tip kopmadır (%82,6). Bunu takiben karışık ve koheziv kırılmalar gelmektedir. Benzer birçok çalışmada kırılmalar bu şekilde gözlenmiştir. Bu durum çalışmamızın metodolojisinin geçerli olduğunu göstermektedir. Hatta RelyX U200 ile yapıştırılan gruplarda çok sayıda test öncesi başarısızlık (toplam 12 örnek) gözlenmiştir. Aslında sunulan çalışmada bağlanma yüzey alanı geniş olduğundan (9mm<sup>2</sup>) koheziv veya karışık bağlanma türünün daha fazla gözlenmesi beklenirdi ancak 5000 termal siklus ile

yaşlandırma sonrası bağlanmanın zayıfladığı düşünülmektedir. Zira 5000 termal siklus klinik olarak yaklaşık 6 aylık yaşlandırmaya tekabül etmektedir (144, 145) .

Kopma yüzeylerinin incelenmesi için kullanılan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ışık mikroskobundan daha detaylı bilgi verir. Farklı yüzey işlemlerinin materyal yüzeyinde oluşturdukları etkilerin incelenmesi ve birbirleriyle kıyaslanması için yapılan SEM analizi detaylı bir inceleme yöntemidir (87) . Çalışmamızda stereomikroskop incelemesinden sonra rasgele seçilen numunelerin kopma yüzeyleri SEM analizi ile incelenmiştir.

Yapılan çalışma laboratuvar ortamında gerçekleştirildiğinden ağız ortamında gözlenen ısı, nem, farklı yönde gerçekleşen çiğneme kuvvetleri, tükürük, vital bir pulpa dokusu nedeniyle gözlenen pulpal ısı ve basınç, yeme alışkanlıkları ve diğer alışkanlıklar gibi önemli etkenler gözardı edilmiştir. Bu nedenle çalışma sonuçlarının desteklenmesi için daha fazla sayıda laboratuvar ve daha önemlisi uzun süreli klinik takip çalışmalarına ihtiyaç vardır.

## **SONUÇLAR**

Yapılan çalışma sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Geleneksel mikrohibrit kompozitler ve bulk-fill kompozitler, rezin simanlara alternatif olarak iyi bir yapıştırma materyali olabilir.
2. Çalışmada kullanılan IPS E.max ve LAVA Ultimate materyallerinin bağlanmaya etkisi yoktur.
3. Çalışmada kullanılan 2 ve 4 mm. kalınlıklarının bağlanmaya etkisi yoktur.

## 6. KAYNAKLAR

1. Larson, T.D., Amalgam Restorations: To Bond or Not. Northwest Dent, 2015. **94** (5): p. 35-7.
2. Chauhan, R., Good short-term survival rates for posterior resin composite restorations. Evid Based Dent, 2015. **16** (4): p. 114-5.
3. D'Arcangelo, C., et al., Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. Compend Contin Educ Dent, 2015. **36** (8): p. 570-7; quiz 578.
4. Angeletaki, F., et al., Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. J Dent, 2016. **53**: p. 12-21.
5. Yang, B., et al., Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater, 2006. **22** (1): p. 45-56.
6. Park, S.H., et al., Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. Restor Dent Endod, 2016. **41** (1): p. 37-43.
7. Peumans, M., et al., Porcelain veneers: a review of the literature. J Dent, 2000. **28** (3): p. 163-77.
8. Gomes G, P.o.J., Prefabricated composite resin veneers—A clinical review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2014. **26** (5): p. 302-313.
9. Prochnow, E.P., et al., Microtensile bond strength between indirect composite resin inlays and dentin: effect of cementation strategy and mechanical aging. J Adhes Dent, 2014. **16** (4): p. 357-63.

10. Santos, M.J., et al., Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clin Oral Investig*, 2016. **20** (7): p. 1683-90.
11. Heymann HO, S.J.E., Ritter AV, Sturdevant's art & science of operative dentistry. 2014: Elsevier Health Sciences. 495-689.
12. Meyer, A., Jr., et al., Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*, 2003. **15** (6): p. 338-51; discussion 352.
13. Miyazaki, T., et al., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009. **28** (1): p. 44-56.
14. Crispin, B.J., Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compend Contin Educ Dent*, 2002. **23** (7): p. 611-4, 616, 618 passim; quiz 624.
15. Shellard, E. and E.S. Duke, Indirect composite resin materials for posterior applications. *Compend Contin Educ Dent*, 1999. **20** (12): p. 1166-71.
16. Lee, K.H., et al., Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations. *Biomed Res Int*, 2015. **2015**: p. 619027.
17. Aeran H, K.V., Seth J, Sharma A. , Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *International Journal of Scientific Study*, 2014. **1** (1): p. 23.
18. Sjögren G, B.M., Molin M, Bessing C, A clinical examination of ceramic (Cerec®) inlays. *Acta Odontol Scand*, 1992. **50** (3): p. 171-178.
19. Andersson, M., et al., Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 1996. **76** (2): p. 187-93.
20. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 2011. **55** (3): p. 559-70, ix.
21. Dogan, D.O., et al., Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 2017. **26** (4): p. 309-314.

22. Liu, P.R., A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 2005. **26** (7): p. 507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
23. Shim, J.S., et al., Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci*, 2015. **23** (5): p. 515-22.
24. Karaaliolu OF, D.Z., Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008. **1**.
25. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 2014. **58** (4): p. 208-16.
26. Yüksel DG, C.e.C., Özkan DP, Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2000. **2**.
27. H, T., The Science and Art of Dental Ceramics. *J R Soc Med*, 1981. **74** (4): p. 325.
28. Funda B, H.U., Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007. **2007** (2): p. 33-42.
29. SC., B., Porcelain baked to gold—a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956. **6** (6): p. 801-810.
30. Lawson, N.C. and J.O. Burgess, Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent*, 2014. **35** (3): p. 161-6; quiz 168.
31. Mormann, W.H. and A. Bindl, All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002. **46** (2): p. 405-26, viii.
32. Giordano, R., Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 2006. **137 Suppl**: p. 14S-21S.
33. A., D.B., Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: *Artes Médicas*. 2009.
34. Attia, A. and M. Kern, Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent*, 2004. **91** (3): p. 247-52.



35. J., M., Processing and bonding of dental ceramics. . 2013. 129-160.
36. Seghi, R.R. and J.A. Sorensen, Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 1995. **8** (3): p. 239-46.
37. Giordano, R. and E.A. McLaren, Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 2010. **31** (9): p. 682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
38. Harrer W, D.R., Morrell R., Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic–Increase of strength by crack healing. *Journal of the European Ceramic Society*, 2012. **32** (1): p. 27-35.
39. Ivoclar. IPS e.max CAD scientific documentation. 2015; Available from: [www.ivoclarvivadent.us](http://www.ivoclarvivadent.us).
40. Rinke, S., et al., Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Rep Dent*, 2015. **2015**: p. 162178.
41. Rinke, S., et al., Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent*, 2016. **2016**: p. 1354186.
42. Apholt, W., et al., Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*, 2001. **17** (3): p. 260-7.
43. Chong, K.H., et al., Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 2002. **15** (2): p. 183-8.
44. Brunton, P.A., et al., Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J*, 1999. **186** (9): p. 430-4.
45. Zeng, K., A. Oden, and D. Rowcliffe, Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996. **9** (5): p. 434-9.
46. Borba, M., et al., Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*, 2011. **27** (7): p. 710-21.

47. Christel, P., et al., Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989. **23** (1): p. 45-61.
48. Chai, J., et al., Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 2007. **20** (6): p. 587-95.
49. Ercan E, I.b.D., Hamidi MM., Kompozit Inley, Indirekt Porselen Inley Ve CAD/CAM Inley Sistemi Ile Restore Edilen Dişlerin Kenar Sızıntılarının İncelenmesi: In Vitro Çalışma. 2016. **25** (1).
50. Albero, A., et al., Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*, 2015. **7** (4): p. e495-500.
51. Nguyen, J.F., et al., High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*, 2014. **93** (1): p. 62-7.
52. El Zohairy, A.A., et al., Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*, 2003. **19** (7): p. 575-83.
53. Zhi, L., T. Bortolotto, and I. Krejci, Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2016. **115** (2): p. 199-202.
54. Fuentes, M.V., et al., Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Clin Exp Dent*, 2016. **8** (1): p. e14-21.
55. Keul, C., et al., Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent*, 2014. **42** (9): p. 1105-14.
56. Turkmen, C., et al., Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci*, 2011. **19** (4): p. 363-9.
57. VITAZahnfabrik, VITA ENAMIC® Technical and scientific documentation.
58. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013. **26**: p. 34-42.

59. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 2013. **29** (4): p. 419-26.
60. He, L.H., D. Purton, and M. Swain, A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med*, 2011. **22** (7): p. 1639-43.
61. 3MEspe, Lava Ultimate Technical Product Profile, 2011.
62. GCAmerica., Cerasmart Brochure. 2014.
63. S., D., Shofu Block HC Product Profile. 2016.
64. YPM., Y., KZR-CAD HR2 Block Catalog. 2017.
65. van Dijken, J.W., A. Ormin, and A.L. Olofsson, Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J Prosthet Dent*, 1999. **82** (5): p. 529-35.
66. Direkt kompozit inley, indirekt kompozit inley ve indirekt porselen inley ile restore edilen dişlerin, kırılma dayanımları açısından karşılaştırılmalı olarak incelenmesi, İ.A. İlhan, Editor 2005.
67. Lee, I.B. and C.M. Um, Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *J Oral Rehabil*, 2001. **28** (2): p. 186-97.
68. el-Mowafy, O.M., M.H. Rubo, and W.A. el-Badrawy, Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*, 1999. **24** (1): p. 38-44.
69. Shor, A., et al., Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *Int J Prosthodont*, 2003. **16** (1): p. 64-9.
70. Frankenberger, R., et al., Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent*, 1999. **24** (3): p. 147-55.
71. Stamatacos, C. and J.F. Simon, Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, 2013. **34** (1): p. 42-4, 46.
72. Yassini, E., et al., Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016. **61**: p. 62-69.

73. Tolidis, K., et al., Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012. **6**: p. 1-8.
74. Burke, F.J., Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update*, 2005. **32** (5): p. 251-4, 257-8, 260.
75. Guarda, G.B., et al., Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*, 2013. **38** (2): p. 208-17.
76. Santos Jr GC, C.S.M., Rizkalla AS, Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal of the Canadian Dental Association*. Vol. 75. 2009. 379.
77. RW., P., Skinner's science of dental materials. 1973: W. B. Saunders Company.
78. Zaimoğlu A, C.G., Sabit Protezler. 2004: AÜ Basımevi. 231-235.
79. Radovic, I., et al., Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*, 2008. **10** (4): p. 251-8.
80. Behr, M., et al., Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*, 2004. **20** (2): p. 191-7.
81. Gernhardt, C.R., K. Bekes, and H.G. Schaller, Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: an in vitro study and a case report. *Quintessence Int*, 2005. **36** (8): p. 593-601.
82. Ab-Ghani, Z., et al., Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *J Conserv Dent*, 2015. **18** (5): p. 355-9.
83. Hikita, K., et al., Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 2007. **23** (1): p. 71-80.
84. Blatz, M.B., et al., Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, 2007. **38** (9): p. 745-53.
85. Bayne SC, T.J., Roberson T, Heymann H, Ritter A., Sturdevant's art and science of operative dentistry. 2006: United States of America, Mosby. 203-211.

86. B., D., Kompozit rezin restorasyonlar. 2000: Güneş Kitabevi.
87. Şahin E, A.G., Özcan N, Aydın D, Akça K., Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2009. **33** (4): p. 41-46.
88. Çömlekoğlu ME, D.n.M., Uzel G, Güngör MA, Özpınar B., Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Yapıştırıcı Simanların Seramiğe Olan Bağ Dayanımı Üzerine Etkisi Effect of Surface Conditioning Methods on Bond Strength. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2009. **33** (3): p. 14-22.
89. Douglas, R.D., Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent, 2000. **83** (2): p. 166-70.
90. Roulet J-F, V.G., Adhesive technology for restorative dentistry. Quintessence Publishing Company, 2005.
91. Vargas, M.A., C. Bergeron, and A. Diaz-Arnold, Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. J Am Dent Assoc, 2011. **142 Suppl 2**: p. 20S-4S.
92. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent, 2003. **89** (3): p. 268-74.
93. Tian, T., et al., Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dent Mater, 2014. **30** (7): p. e147-62.
94. Braga, R.R., R.Y. Ballester, and M.R. Carrilho, Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. J Prosthet Dent, 1999. **81** (3): p. 285-9.
95. Goulart, M., et al., Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. Int J Esthet Dent, 2018. **13** (1): p. 86-97.
96. Abo-Hamar, S.E., et al., Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investig, 2005. **9** (3): p. 161-7.
97. Ozturk, E., et al., Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. J Dent, 2013. **41** (2): p. 97-105.

98. Erfan, M., et al., The effects of dentin bonding agent formulas on their polymerization quality, and together with tooth tissues on their microleakage and shear bond strength: an explorative 3-step experiment. *J Adv Prosthodont*, 2014. **6** (5): p. 333-45.
99. Frankenberger R, H.V., Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A., Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2014. **18** (1): p. 9-20.
100. OHG., M.M.W., Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. . *Tanta Dental Journal*, 2015. **2015** (12): p. 178-184.
101. Jung, H., et al., Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig*, 2001. **5** (3): p. 156-61.
102. Ozturk, E., et al., Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontol Scand*, 2015. **73** (7): p. 503-7.
103. Kilinc, E., et al., The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent*, 2011. **36** (6): p. 661-9.
104. 11405, I.O.f.S.I.T., Dental materials–testing of adhesion to tooth structure., 2003.
105. Mobarak, E.H., et al., Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent*, 2010. **104** (2): p. 92-7.
106. Nakamichi, I., M. Iwaku, and T. Fusayama, Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, 1983. **62** (10): p. 1076-81.
107. Muench, A., E.M. da Silva, and R.Y. Ballester, Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent*, 2000. **2** (3): p. 209-12.
108. Oesterle, L.J., W.C. Shellhart, and G.K. Belanger, The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998. **114** (5): p. 514-9.
109. Sanches, R.P., et al., AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*, 2009. **40** (4): p. 502-6.

110. Sirisha, K., et al., Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent*, 2014. **17** (5): p. 420-6.
111. Sirisha, K., et al., Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*, 2014. **17** (4): p. 305-11.
112. Zheng, T.L., et al., (Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system). *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 2005. **14** (2): p. 147-50.
113. Goodis, H.E., et al., Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 1993. **9** (2): p. 79-84.
114. Tosun, G., Y. Sener, and A. Sengun, Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J*, 2007. **26** (1): p. 116-21.
115. Sakaguchi RL, P.J., *Craig's Restorative Dental Materials*. 13 ed. 2012, Philadelphia, Mosby.
116. Braga, R.R., et al., Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 2010. **26** (2): p. e38-49.
117. Armstrong, S., et al., Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 2010. **26** (2): p. e50-62.
118. Ozturk, E., et al., Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig*, 2012. **16** (1): p. 139-46.
119. Rasetto, F.H., C.F. Driscoll, and J.A. von Fraunhofer, Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont*, 2001. **10** (3): p. 133-9.
120. Luthy, H., O. Loeffel, and C.H. Hammerle, Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 2006. **22** (2): p. 195-200.
121. Helvatjoglu-Antoniades, M., E. Koliniotou-Kubia, and P. Dionyssopoulos, The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil*, 2004. **31** (9): p. 911-7.

122. de Oyague, R.C., et al., Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 2009. **25** (2): p. 172-9.
123. Saygili, G. and S. Sahmali, Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003. **30** (7): p. 758-64.
124. WJ., O.B., *Dental Materials and Their Selection*. 3 ed. 2002, Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.
125. Van Meerbeek, B., et al., Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 2010. **26** (2): p. e100-21.
126. Hooshmand, T., R. van Noort, and A. Keshvad, Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*, 2002. **18** (2): p. 179-88.
127. Cardoso, P.E., R.R. Braga, and M.R. Carrilho, Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 1998. **14** (6): p. 394-8.
128. Kitasako, Y., et al., Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater*, 1995. **11** (5): p. 298-304.
129. Stacey, G.D., A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent*, 1993. **70** (5): p. 395-402.
130. Dundar, B. and K.G. Guzel, An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci*, 2011. **26** (6): p. 777-82.
131. Hara, A.T., L.A. Pimenta, and A.L. Rodrigues, Jr., Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 2001. **17** (2): p. 165-9.
132. Thompson, J.Y., et al., Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*, 2011. **27** (1): p. 71-82.
133. Soares, C.J., et al., Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*, 2004. **12** (1): p. 45-50.



134. Spitznagel, F.A., et al., Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 2014. **26** (6): p. 382-93.
135. Awliya, W., et al., Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 1998. **56** (1): p. 9-13.
136. BW., D., *Materials science for dentistry*. 2009: Elsevier.
137. Bottino, M.A., et al., Effect of ceramic etching protocols on resin bond strength to a feldspar ceramic. *Oper Dent*, 2015. **40** (2): p. E40-6.
138. Della Bona, A., C. Shen, and K.J. Anusavice, Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, 2004. **20** (4): p. 338-44.
139. Madani, M., et al., Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent*, 2000. **83** (6): p. 644-7.
140. Nagai, T., et al., Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*, 2005. **32** (8): p. 598-605.
141. Taira, Y., M. Sakai, and T. Sawase, Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *J Dent*, 2012. **40** (5): p. 353-8.
142. Kitahara, N., et al., One-bottle silane coupling agent containing 4-META. *Dent Mater J*, 2013. **32** (3): p. 409-12.
143. A., K., *Adhesion and adhesives: science and technology*. 2012: Springer Science & Business Media.
144. Luhrs, A.K., et al., Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater*, 2014. **30** (3): p. 281-91.
145. Atsu, S.S., et al., Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 2006. **95** (6): p. 430-6.

**ÖZGEÇMİŞ****Adı Soyadı:** Aysun Tuğçe AKAY**Doğum Tarihi:** 29.01.1991**Yabancı Dil:** İngilizce**Yazışma Adresi:** Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi  
A.B.D., Kayseri**Telefon:** 05315166668**E-mail:** aysuntugceakay@hotmail.com**Ünvanı:** Araştırma görevlisi**EĞİTİM**

| <b>Derece</b>   | <b>Bölüm/Program</b>   | <b>Kurum</b>                     | <b>Yıl</b> |
|-----------------|--|----------------------------------|------------|
| Temel Eğitim    | İlkokul  | Özel Türkmen<br>İlköğretim Okulu | 1998-2005  |
| Orta Öğretim    | Lise   | İçel Anadolu Lisesi              | 2005-2009  |
| Lisans/Y.Lisans | Diş Hekimliği Fakültesi  | Ankara Üniversitesi              | 2009-2014  |
| Uzmanlık        | Diş Hekimliği Fakültesi,<br>Restoratif Diş Tedavisi<br>Anabilim Dalı | Erciyes Üniversitesi             | 2015-2018  |