



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM BLOKLARIN TAMİRİNDE UYGULANAN  
FARKLI TAMİR SİSTEMLERİNİN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

Tamer YILDIRIM

Samsun  
Ocak-2019





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM BLOKLARIN TAMİRİNDE UYGULANAN  
FARKLI TAMİR SİSTEMLERİNİN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

Tamer YILDIRIM

Danışman: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL

Samsun  
Ocak-2019

**T.C**  
**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

Tamer YILDIRIM tarafından Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL danışmanlığında hazırlanan “Cad/Cam blokların tamirinde uygulanan farklı tamir sistemlerinin bağlanma dayanımına etkisi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 21/01/2019 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Safa TUNCER (İstanbul Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

ONAY:

Bu tez, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Akademik Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.../.../...

İmza

Prof. Dr. Selim ARICI

Ondokuz Mayıs Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi ve deneyimlerini her zaman paylaşan, yol göstericiliği, sabrı ve hoşgörüsü ile üzerimde büyük emeği olan, her yönüyle örnek aldığım değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL**'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman desteğini, bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, bana her zaman yol gösteren değerli hocam Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Ertan ERTAŞ**'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca gösterdikleri anlayış ve yardımları için Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Çalışmam süresince manevi destekleriyle her zaman yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni hep destekleyen, her zaman yanımda olan annem **Özden Yıldırım**, babam **Enver Yıldırım**, arkadaşlarım **Tuğba Misilli**, **Özge Gizem CABADAĞ**, **Burcu DEMİRCİ**'ye ve tüm aileme,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

**Bu çalışma, PYO.DIS. 1904.18.009 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.**

## ÖZET

### CAD/CAM BLOKLARIN TAMİRİNDE UYGULANAN FARKLI TAMİR SİSTEMLERİNİN BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

**Amaç:** Çalışmamızın amacı CAD/CAM restorasyonların tamirinde kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin etkinliğini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

**Materyal-Metot:** Bu çalışma için 3 farklı tipte CAD/CAM blok kullanılmıştır. (Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japan), Ceresmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) ve Cerec Blok (Sirona Dental, Salzburg, Germany)) ISOMET 5000 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) cihazı yardımıyla bloklar; 5×5×5 mm olacak şekilde kesilmiş ve toplamda 300 adet örnek elde edilmiştir. Ardından örnekler 5 ile 55°C arasında 5000 defa termal sıklusa tabi tutularak yaşlandırma işlemi yapılmıştır. Sırasıyla 600-1000 gritlik zımparalar ile yüzey standardizasyonu sağlanmıştır.

Daha sonra örneklerin kompozit rezin bağlanacak yüzeylerine 5 farklı işlemi uygulanmıştır; Clearfil Tamir Kiti (Kuraray Medical, Okayama, Japan), Ultradent Tamir Kiti (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA), Elmas Frez ile pürüzlendirme + GC Tamir Kiti (GC Corporation, Tokyo, Japan), Er-YAG Lazer ile pürüzlendirme + GC Tamir Kiti (GC Corporation, Tokyo, Japan), Micro etcher ağız içi kumlama cihazı ile pürüzlendirme (Danville Engineering, Danville, Calif) + GC Tamir Kiti (GC Corporation, Tokyo, Japan)

Gruplar tekrar 2'şer alt gruba ayrılarak iki farklı kompozit rezin ile tamir edilmiştir. G-aenial Hibrit Kompozit (GC Corporation, Tokyo, Japan) ve G-aenial Universal Flo Kompozit (GC Corporation, Tokyo, Japan) CAD/CAM blok örneklerinin üzerine 2mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında plastik kalıplar yardımıyla kondanse edilip LED ışık cihazı (3M ESPE Elipar TM S10) ile polimerize edilmiştir. Ardından örnekler makaslama testine tabi tutulup, kompozit ile CAD/CAM materyal ara yüzündeki kopmalar adeziv, koheziv ve mixed kırılmalar olmak üzere sınıflandırılmak için 40x büyütme stereomikroskop altında incelenmiştir.

**Bulgular:** Cerec Blok bağlantı dayanım değerleri ortalaması diğer bloklardan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Grup KC, Grup UT dışında tüm gruplardan anlamlı olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri göstermiştir. G-aenial Universal Flo, G-aenial hibrit kompozitten anlamlı olarak daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir.

**Sonuç:** Cerec Blok diğer bloklardan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Yüzey işlemleri arasında kumlama ile pürüzlendirme en yüksek bağlantı dayanım değerlerini göstermiştir. G-aenial Universal Flo, G-aenial hibrit kompozitten daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM restorasyonlar, mikro makaslama bağlantı dayanımı, restorasyon tamiri

## ABSTRACT

### THE EFFECT OF DIFFERENT REPAIR SYSTEMS ON THE BOND STRENGTH IN THE REPAIR OF CAD / CAM BLOCKS

**Aim:** The aim of this study was to compare the effectiveness of surface roughening methods used in repair of CAD / CAM restorations.

**Materials-Methods:** Three different types of CAD / CAM blocks were used for this study. Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japan), Ceresmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) and Cerec Block (Sirona Dental, Salzburg, Germany) blocks were selected in 14x12x18 mm size and A2 color. The Blocks were cut with of the ISOMET 5000 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) device in  $5 \times 5 \times 5$  mm and a total of 300 samples were obtained. The samples were then subjected to 5000 cycles of thermal cycling between 5 and 55 ° C for aging.

Five different surface conditioning and repair methods were applied to the samples before bonding to the composite resin; Group CT: Clearfil Repair Kit (Kuraray Medical, Okayama, Japan), Group UT: Ultradent Repair Kit (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA), Group EF: Diamond Bur + GC Repair Kit (GC Corporation, Tokyo, Japan), Group EL: Er-YAG Laser + GC Repair Kit (GC Corporation, Tokyo, Japan), Group KC: Micro etcher intra-oral sand blasting device (Danville Engineering, Danville, Calif) + GC Repair Kit (GC Corporation, Tokyo, Japan).

The groups were divided into 2 subgroups and bonded with two different composite resins; G-aenial Hybrid Composite (GC Corporation, Tokyo, Japan) or G-aenial Universal Flo Composite (GC Corporation, Tokyo, Japan). Plastic molds (2 mm high x 4 mm diameter) were inserted on top of CAD / CAM block samples and polymerized with a LED light curing unit (Elipar S10, 3M ESPE, MN, USA). The samples were then subjected to shear testing and the failure modes were examined under a 40x magnification in a stereomicroscope to classify them as adhesive, cohesive and mixed fractures.

**Results:** The shear bond values of Cerec blocks were significantly higher than the other blocks ( $p < 0.05$ ). When surface treatments were compared, Group KC showed significantly higher bond strength values than all groups except Group UT. Compared to the repair materials, G-aenial Universal Flo showed significantly higher bond strength than the G-aenial hybrid composite.

**Conclusion:** The sandblasting system can be recommended for the repair of all type of CAD/CAM blocks tested in this study. The G-aenial Universal Flo seems to be a successful repairing material for the repair of CAD/CAM materials. hybrid composite.

**Key words:** CAD/CAM restorations, Micro shear bond strength test, repair of restorations

**Tamer YILDIRIM, Uzmanlık Tezi**  
**Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ocak- 2019**

## SİMGELER VE KISALTMALAR

±	: Artı, eksi işareti
°C	: Derece Santigrat
%	: Yüzde
2D	: 2 boyutlu
3D	: 3 boyutlu
4-MET	: 4-[2-(metakriloksi)metoksi karbonil]ftalik asit
ADA	: Amerikan Dişhekimliği Birliği
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Alüminyum oksit
AUDMA	: Aromatik üretan dimetakrilat
Ba	: Baryum
Bis-EMA	: Etoksile bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
Bis-MA	: 2,2 bis[4-(2-metakriloksietoksi)fenil]propan
Bis-MPEPP	: 2,2 bis[4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan
Bis-PMA	: 2,2 bis[4-(2-metakriloksipropil)fenil]propan
Cad/Cam	: Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
CO <sub>2</sub>	: Karbon dioksit
CQ	: Kamforkinon
dk	: Dakika
DDDMA	: 1, 12-dodekandiol dimetakrilat
DEGDMA	: Dietilenglikol dimetakrilat
DMAEMA	: Dimetilaminoetil metakrilat
EGDMA	: Etilenglikol dimetakrilat
Er	:Erbiyum
Er:YAG	: Erbiyum yitrium alüminyum garnet
g	: Gram
g-MPS	: Gamma-metakriloksipropiltrimetoksisilan
GPa	: Gigapascal
GPDM	: Gliserofosfat dimetakrilat



<b>HF</b>	: Hidroflorik
<b>Hz</b>	:Hertz
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standart Organizasyonu
<b>J/cm<sup>2</sup></b>	: Joule / santimetrekare
<b>K<sub>2</sub>O</b>	: Potasyum oksit
<b>K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 6SiO<sub>2</sub></b>	: Potasyum alüminyum silikat
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>KCl</b>	: Potasyum klorür
<b>kHz</b>	: Kilohertz
<b>LED</b>	: Light Emitting Diode
<b>MDP</b>	: 10-methacryloyloxydecylidihydrogenphosphate
<b>MDPB</b>	: 12-metakriloksi dodesil piridinyum bromür
<b>mg</b>	: Miligram
<b>mJ/cm<sup>2</sup></b>	: Milijoule / santimetrekare
<b>ml</b>	: Mililitre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetrekare
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	: Miliwatt / santimetre kare
<b>MMA</b>	: Metil metakrilat
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>MPTS</b>	: 3-metakriloksi propilmetoksisilan
<b>µg/mm<sup>3</sup></b>	: Mikrogram / milimetreküp
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>N</b>	: Newton (kuvvet birimi)
<b>Na<sub>2</sub>O</b>	: Sodyum oksit
<b>Na<sub>2</sub>O<sub>2</sub>Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 6SiO<sub>2</sub></b>	: Sodyum alüminyum silikat
<b>NaCl</b>	: Sodyum klorür
<b>NaHCO<sub>3</sub></b>	: Sodyum bikarbonat
<b>Nd</b>	: Neodymiyum
<b>Nd:YAG</b>	: Neodymiyum yitriyum alüminyum garnet
<b>OTMS</b>	: Oktiltrimetoksisilan

<b>p</b>	: İstatistiksel anlamlılık düzeyi
<b>PICN</b>	: Polimer infiltre seramik ağ materyali
<b>PRG</b>	: Önceden reaksiyona sokulan cam iyonomer
<b>r</b>	: Korelasyon katsayısı
<b>sn</b>	: Saniye
<b>SEM</b>	: Taramalı elektron mikroskobu
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum dioksit
<b>TCB</b>	: Bis-2-hidroksietil metakrilat
<b>TCD</b>	: Trisiklodekan üretan
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TMPTMA</b>	: Trimetilolpropan trimetakrilat
<b>TTCP</b>	: Tetrakalsiyum fosfat
<b>TZP</b>	: Tetragonal Zirkonyum Polikristali
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>W</b>	: Watt
<b>Y-TZP</b>	: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali
<b>ZnO</b>	: Çinko oksit
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum Dioksit

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	ii
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	iii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	vi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>2.1. Dental Seramikler</b> .....	3
<b>2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı</b> .....	3
<b>2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması</b> .....	5
<b>2.2. Kompozit Rezinler</b> .....	8
<b>2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı</b> .....	8
<b>2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması</b> .....	10
<b>2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Sistemi</b> .....	16
<b>2.3.1. Tarihçe</b> .....	16
<b>2.3.2. Cad/Cam Sistemini Oluşturan Yapılar</b> .....	17
<b>2.3.3. Cad/Cam Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları</b> .....	18
<b>2.3.4. Cad/Cam Sistemleri</b> .....	19
<b>2.3.5. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller</b> .....	23
<b>2.4. Dental Restorasyonlarda Tamir İşlemleri</b> .....	32
<b>2.4.1. Frez İle Pürüzlendirme</b> .....	32
<b>2.4.2. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Kuşlama</b> .....	33
<b>2.4.3. Asit İle Pürüzlendirme</b> .....	33
<b>2.4.4. Lazer İle Pürüzlendirme</b> .....	34
<b>2.4.5. Silisyum oksit (SiO<sub>2</sub>) tanecikleri ile kuşlama</b> .....	35
<b>2.5. Silanizasyon</b> .....	36
<b>2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlantı Dayanım Testleri</b> .....	36
<b>2.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri</b> .....	37
<b>2.6.2. Mikro Makaslama Testi</b> .....	38
<b>2.6.3. Gerilim (Tensile) Bağlantı Direnci Testleri</b> .....	38
<b>2.6.4. Mikro Gerilim Testi</b> .....	39
<b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....	40

<b>3.1.Örneklerin Hazırlanması</b> .....	40
<b>3.2.Termal Yaşlandırma İşlemi</b> .....	40
<b>3.3.Örneklerin Yüzey İşlemlerinin Yapılması</b> .....	43
<b>3.4.Tamir Materyallerinin Örneklere Bağlanması</b> .....	47
<b>3.5.Makaslama Bağlanma Testinin Uygulanması</b> .....	47
3.6.Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi.....	48
<b>4.BULGULAR</b> .....	49
<b>5.TARTIŞMA</b> .....	60
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	74
<b>KAYNAKLAR</b> .....	75
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	

## 1.GİRİŞ

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla beraber CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemlerin inley, onley, kron, vener ve köprü yapımında kullanımı yaygınlaşmıştır. Hasta ağzından ölçü almadaki kolaylık, döküm işlemlerinin elimine edilmesi, geçici restorasyonlara gerek duyulmaması açısından hızlı ve kolay sistemlerdir.<sup>1,2</sup> Fakat seramik restorasyonlar ağız içinde kırılmaya ve çatlamaya müsaittir. Kırık restorasyonu yenilemek, pratik olmayan maliyetli bir yöntem olup aynı zamanda diş dokularında kayıplara yol açabilmektedir. Bu sebeple kırık veya hatalı restorasyonların tamiri daha yaygın kullanılan alternatif bir yöntem olmuştur.

Kullanımı yaygınlaşan indirekt estetik restorasyonlarda sık gözlenen başarısızlıklardan biri lokal kırıklardır. Wang ve ark, 5 yıl takipli bir klinik çalışmada seramik restorasyonlarda kırık oranını %4.4 olarak bildirmişlerdir.<sup>3</sup> Klinikte kırık durumu ile karşı karşıya kalındığında, restorasyonun yenilenmesi ya da tamiri arasında bir tercih yapılmaktadır. Klinik çalışma şartlarında, mevcut restorasyonun yenilenmesi; diş üzerinde oluşturabileceği travma riski ve pratik olmayan maliyetli bir yöntem olması nedeniyle uygun bir yol olmayabilmektedir. Halbuki tamir işlemiyle hastanın harcayacağı zaman ve yükselen maliyet en aza indirgenebilir.<sup>4</sup>

Restorasyonun yenilenmesi yerine uygun bir alternatif olan tamir işlemi, CAD CAM bloklara uygulanan yüzey işlemi sonrası eksik parçanın kompozit rezinle tamamlanması esasına dayanmaktadır.

Tamir işleminin klinik başarısı, büyük oranda restorasyon ve kompozit rezin arasında oluşan bağın bütünlüğünün korunmasına bağlıdır. Bu bağlantı kimyasal ve/veya mekanik olabilmektedir.<sup>5</sup> Bununla birlikte, kırık seramik restorasyonların onarımı zorlu bir klinik durumdur. Bugüne kadar, onarılan restorasyonların klinik performansı ile ilgili dökümanlar nispeten az ve yetersizdir.<sup>6</sup>

Seramik restorasyonların işlevselliğini, uzun ömürlülüğünü ve estetiğini arttırmak için araştırmacılar tarafından farklı onarım protokolleri geliştirilmiş ve değerlendirilmiştir: asit ile pürüzlendirme (örn., hidroflorik asit, asitlendirilmiş fosfat florid ve fosforik asit) frez ile mekanik pürüzlendirme, silan uygulamaları, alüminyum

oksit partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama.<sup>7-15</sup> Bununla birlikte, olumlu klinik sonuçları tam anlamıyla sağlayabilen etkili bir onarım sistemi üzerinde klinisyenler arasında fikir birliği yoktur.<sup>13</sup>

Klinik pratiğinde en sık tercih edilen indirekt restorasyon materyali seramikler olmakla birlikte; günümüzde farklı firmalar tarafından geliştirilen hibrit-seramik ve rezin nano-seramik materyalleri de bulunmaktadır. Çalışmamızda CAD/CAM bloklar çeşitli ağız içi yüzey işlemlerinin (kumlama, lazer ile pürüzlendirme, hidroflorik asit ile pürüzlendirme, ortofosforik asit ile pürüzlendirme, frez ile pürüzlendirme) kullanılmasının ardından, iki farklı rezin içerikli restoratif materyal ile tamir edilecek ve ardından makaslama bağlantı dayanımları ölçülecektir.

Çalışmamızın amacı CAD/CAM restorasyonların ağız içi tamirinde kullanılan yüzey işlemlerini kıyaslayarak en etkili yöntemi tespit etmektir.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1.Dental Seramikler

#### 2.1.1.Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir.<sup>16</sup> Bu birleşimde oksijen atomları matriks gibi görev yaparak, silikon atomlarının arasına sıkışmıştır.<sup>17,18</sup> Diş hekimliğinde kullanılan seramik ise sinterizasyon ile elde edilmekte olup, dört tane oksijen atomunun merkezde yer alan bir silisyum ile kimyasal bağlar oluşturarak meydana getirdiği  $SiO_4$  tür. Sinterizasyon, seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olarak tanımlanmaktadır.<sup>19</sup> Silisyum ve oksijen atomlarını bir arada tutan atomik bağlar, kovalent ve iyonik bağlardır. Bu güçlü bağlar seramiğe; stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırırken; kırılabilirlik, ısı ve elektrik geçirgenliği gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir.<sup>20,21</sup> Diş hekimliğinde kullanılan porselenin yapısını % 12-22 kuartz (silika, kum), % 3-5 kaolen (kil), % 75-85 feldspar olmak üzere 3 ana madde oluşturmaktadır.<sup>22,23</sup> (Tablo 1) Bu üç ana maddenin dışında akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli maddeler de üretim sırasında bileşime ilave edilmektedir.<sup>24</sup>

**Tablo 1:** Dental porselenin yapısını oluşturan 3 ana madde oranları ve içerikleri.

	Oranları	İçeriği
Kuartz	% 12-22	$Si_2O$
Kaolen	% 3-5	$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$
Feldspar	% 75-85	$K_2OAl_2O_2 \cdot 6SiO_2$ ve $Na_2O_2Al_2O_2 \cdot 6SiO_2$

#### **Feldspar**

Porselende %75-85 oranında bulunan feldspar ana yapıyı teşkil eder. Göreceli olarak saf ve renksiz olan maddedir. Bağlayıcı bir özelliği vardır ve opaktır. Minimum %60 oranında içeriğe katılır. Potasyum alüminyum silikat ( $K_2OAl_2O_2 \cdot 6SiO_2$ ) ve sodyum alüminyum silikat ( $Na_2O_2Al_2O_2 \cdot 6SiO_2$ ) karışımından meydana gelir. Doğal

feldspar saf olmayıp, potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur.<sup>25,26</sup>

Potas, erimiş camın viskozitesini arttırdığından diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde potas oranı yüksek olan feldspar tercih edilmektedir. Erime sıcaklığı 1100–1300 °C arasında olan feldspar, pişirme işlemleri sırasında bileşenlerin erimesini kolaylaştırmakta ve seramiğin pişirilmesi sırasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutan bir matriks görevi görmektedir. Eridikten sonra ise camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelmekte ve seramiğe belirli bir şeffaflık kazandırmaktadır.<sup>22,26,27</sup> Potas formundaki feldspar molekülünün yapısında 6 adet silisyum dioksit bağlanmakta ( $K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ), 4 adet silisyum dioksit bağlandığında ise molekül lösit olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspardan daha güçlü yapıdaki lösit ( $K_2OAl_2O_3 \cdot 4SiO_2$ ), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini artırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükseltmektedir.<sup>27-29</sup>

### **Kuartz**

Silika ( $SiO_2$ ) yapısında olan kuartz matriks içinde doldurucu görevi yapar. Pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlayarak dayanıklılığı artırır. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır. %10-30 oranında bulunur.<sup>30,31</sup>

### **Kaolin**

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ). Isıya oldukça dayanıklıdır ve porselen hamuruna elastikiyet verir. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutar ve porselenin modelajında kolaylık sağlar. Opak olduğundan porselen tozunda %1-5 oranında bulunur.<sup>30,31</sup>

Porselen yapısında bu üç ana maddenin dışında; porselenin erime derecesini düşürüp ısıl genleşme katsayısını arttıran, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, cam modifiye edicilerin düşürdüğü viskoziteyi arttıran ara oksitler, camlaşma işleminin daha kolay oluşabilmesinde kullanılan camlaştırıcı oksit, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir.<sup>22,29-31</sup>



### **2.1.2.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Sabit protetik tedavilerde metal destekli restorasyonlar, mekanik özelliklerindeki avantajlar nedeni ile uzun dönem kullanılmıştır. Ancak bu restorasyonların biyolojik ve estetik dezavantajları araştırmacıları metal içermeyen restorasyonlara yöneltmiştir. Hastaların da estetik beklentilerinin artması ile tam seramik restoratif materyaller günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda temel amaç yeterli direnç ve ışık geçirgenliği olan seramik sisteminin oluşturulmasıdır. İdeal seramik sistemin oluşturulma çabası çeşitli seramik sistemlerini ortaya çıkarmıştır.

Tam seramikler yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır.<sup>32</sup>

#### **1. Dökülebilir Porselen Sistemleri:**

- a. Dicor (Dentsply, A.B.D)
- b. Cerapearl (Kyocera, A.B.D)

#### **2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:**

- a. Cerestore\ Alceram (InnotekDentalCorp., A.B.D)
- b. Mirage (MyronInt, Inc. Kansas City, Kan.)
- c. Optec (Jeneric, PentronInc., A.B.D)
- d. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- e. In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- f. In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- g. In-Ceram Zirkonia (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

#### **3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri:**

- a. IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre)
- b. IPSEmpres II (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)

#### **4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği; CAD-CAM Sistemi**

- a. Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç)
- b. Cerec (Siemens, Almanya)
- c. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- d. Cercon (DentsplyCeramco, York Pa)
- e. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

f. Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

Tam seramikler kor yapılarına göre şu şekilde sınıflandırılır.<sup>33</sup>

## 1. Cam Seramikler

### I. Lityum Disilikat:

- a. IPS Empress 2 (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)
- b. IPS e.max Press 1s1 ile presleme tekniği ile üretilir.

### II. Lösit:

- a. IPS Empress (IvoclarVivadent) 1s1 ile presleme tekniği ile üretilir.
- b. Optimal PressableCeramic (JenericPentron, Wallingford, Conn) 1s1 ile presleme tekniği ile üretilir.
- c. IPS ProCAD (IvoclarVivadent) frezeleme tekniği ile üretilir.

### III. Feldspat:

- a. VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Germany) frezeleme tekniği ile üretilir.
- b. VITA TriLuxeBloc (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.
- c. VITABLOCKS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.

## 2. Alumina

Aluminyum Oksit:

- a. In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezleme tekniği ile üretilir.
- b. In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir
- c. Synthoceram (CICERO DentalSystems, Hoorn, TheNetherlands) frezeleme tekniği ile üretilmiştir.
- d. In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir.
- e. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) yoğun sinterleme ile üretilir.

## 3. Zirkonia (Ytriumtetragonalzirkonyapolikristalleri)

- a. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- b. Cercon (DentsplyCeramco, York Pa) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- c. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland) frezeleme ile üretilir.
- d. Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweeden) frezeleme ile üretilir.
- e. Procera (Nobel Biocare AB) yoğun sinterleme ve frezeleme ile üretilir.

### **Tam Seramiklerin Avantajları**

Bu seramiklerin avantajları şu şekilde sıralanmaktadır.<sup>34</sup>

1. Biyolojik olarak uyumludurlar ve marjin uyumları çok iyidir.
2. Homojendirler.
3. Renkte derinlik sağlamaları, ışığı yansıtma özellikleri ve translusensi doğal diş görünümü oluşturmalarına olanak sağlar. Estetikler ve renk değiştirmezler.
4. Doğal diş dokusuna benzer ısıl genişleme katsayısına ve düşük ısı iletkenliğinesahiptirler. Pulpa dokusunun sağlığını korurlar.
5. Radyografik olarak doğal dentin yapısına oldukça yakın radyolusensi sergilerler.
6. Galvanik akıma neden olmazlar.
7. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar, dolayısıyla aşınmaya karşı dirençlidirler.
8. Cilalı ve parlak yüzey özellikleri ile düşük plak birikimine neden olurlar.
9. Ağız sıvılarında çözünmezler, boyutsal olarak stabildirler.

### **Tam Seramiklerin Dezavantajları**

Bu seramiklerin dezavantajları şunlardır; <sup>33,35</sup>

1. Yapımı için özel malzeme ve alet kullanımı gerektiği için ekonomik olarak maliyetlidirler.
2. Kırılgan materyaller olup ağız içinde uyumlamaları çok dikkat gerektirir. Tamirleri zordur.
3. Gerilim kuvvetlerine karşı direnci düşüktür.
4. Daha fazla diş preparasyonu gerektirirler.
5. Karşıt dişte aşınma meydana getirirler.
6. Esneme dirençleri düşüktür.
7. Yapımından simantasyonuna kadar tüm aşamaları özen ve titizlik gerektirir.

Tam seramiklerin kırılgan yapısı, tamirlerinin zor olması ve karşı dişte aşınma meydana getirmeleri araştırmacıları bu dezavantajları çözmeye yönelik yeni materyaller üretmeye yöneltmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda seramiklerle yüksek oranda doldurulan rezin-matriks materyalleri üretilmiştir. Bu materyaller seramik benzeri özelliklere sahiptir ancak geleneksel seramik sınıflamalarında yer almamaktadır. Amerikan Dişhekimliği Birliği (ADA) tarafından rezin-matriks materyallerin seramik sınıflamasına dahil edilmesinin ardından dental seramik restoratif materyaller için yeni

bir sınıflama oluşturulmuştur. Bu yeni sınıflama dental seramikler ve seramik benzeri materyaller şeklinde isimlendirilmiştir.<sup>36</sup>

## **2.2.Kompozit Reziner**

### **2.2.1.Kompozit Rezinerin Yapısı**

Kompozit rezinerler, 3 kısımdan oluşur. Bunlar; *organik faz* (polimer matriksi), *inorganik faz* (doldurucu fazı) ve *bağlayıcı faz* (ara faz-silan)'dır. Kompozit rezinin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini bu fazlar belirler.<sup>37-39</sup>

#### **Organik faz**

Organik faz; monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcılar, stabilizatörler, inhibitörler ve ultraviyole ışını absorbe edici ajanlardan oluşur.<sup>40,41</sup>

Bowen'in 1962 yılında geliştirdiği Bis-GMA organik faz monomerlerinden en fazla kullanılanıdır.<sup>37</sup> Sıkça kullanılan bir başka organik faz monomeri ise UDMA'dır. UDMA, Bis-GMA'ya göre daha akışkan kıvamlıdır. Bu yüzden kompozitlere kıvam vermek amacıyla eklenmektedir, ancak molekül ağırlığı Bis-GMA'ya oranla daha küçük olduğu için daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterir. Organik faz içinde kullanılan diğer monomerler ise Bis-GMA ve UDMA'nın modifikasyonlarıdır.<sup>41-43</sup> Bis-GMA, büyük molekül yapısı sebebiyle visköz bir monomerdir. Bu yüzden başka maddelerle karıştırılıp kıvamının ayarlanması gerekmektedir.<sup>44</sup>

Bu amaçla kompozit içerisine ko-monomer olarak adlandırılan monomerler eklenir. En yaygın kullanılan ko-monomer TEGDMA'dır. Sıklıkla kullanılan diğer ko-monomerler ise benzil metakrilat, etilen, hekzametilen ve glikol dimetakrilat içerirler.<sup>42,45,46</sup> Visközite düşürücü monomerlerin yüksek miktarda eklenmesi, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimini arttırıp, kompozitin özelliklerini olumsuz yönde etkiler.<sup>47,48</sup> Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini azaltıp, visközite problemini çözmek için epoksi bazlı bir rezin olan siloran, yüksek molekül ağırlıklı bir monomer olan dimer asit bazlı dimetakrilat, trisiklodekan üretan (TCD) ve organik modifikasyonlu seramikler (ormoser) kullanıma sunulmuştur.<sup>49,50</sup>

Işıklı polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon başlatıcı (initiatör) olarak 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan kamforkinon ve hızlandırıcı (akseleratör) olarak alifatik amin kullanılır. Kimyasal

olarak polimerize olan kompozit rezinlerde ise benzoil peroksit ve tersiyer amin bu görevi yürütmektedir.<sup>40,51</sup> Kamforkinonun sarı rengi restorasyonlarda renklenmeye sebep olduğundan dolayı PPD ve TPO kamforkinona alternatif olarak sunulmuştur.<sup>49,52,53</sup>

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu ürünler ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklemelere neden olabilirler. Bu nedenle bu kompozitlerin organik fazına u.v. stabilizatörler ilave edilebilir.<sup>54,55</sup> MEHQ gibi stabilizatörler ürünün saklama ömrünü uzatırlar. 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi 350 nm dalga boyunun altındaki UV ışınlarını absorbe ediciler renk stabilitesi sağlar ve uzun dönemde renklenmeye neden olan başlangıç sistemindeki amin üzerine UV ışınının etkilerini yok ederler.<sup>40</sup>

### **İnorganik faz**

İnorganik faz, organik matriks içerisine dağılmış farklı büyüklüklerdeki lityum alüminyum silikat, kuartz, cam partikülleri ve bor silikat gibi inorganik dolduruculardan oluşur.

İnorganik doldurucuların organik matrikse eklenmesiyle rezinin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, termal genleşme katsayısının düşürülmesi ve rezinin estetik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmaktadır.<sup>42, 43,51,56,57</sup> Doldurucu partikülün tipi, boyutu ve hacmi kompozit rezinin özelliklerini etkilemektedir.<sup>46,49,58</sup> Doldurucu içeriğinin artmasıyla birlikte polimerizasyon büzülmesi, lineer genleşme katsayısı ve su emilimi azalırken; basma ve gerilme dayanımı, elastisite modülü ve aşınma direnci artmaktadır.<sup>57</sup>

Rezine radyoopasite sağlamak için inorganik doldurucuların yapısına baryum, stronsiyum, çinko ve zirkonyum ilave edilebilmektedir.<sup>40,46,56</sup>

### **Bağlayıcı faz**

Kompozit rezinlerde organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlanma, silika doldurucu partiküllerin yüzeyini kaplayan ve silan olarak adlandırılan organik silisyum bileşikleri ile sağlanır.<sup>37</sup>

Silanlar iki fonksiyonlu moleküller olup bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matriksteki

metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapmaktadırlar.<sup>46</sup> Günümüzde en yaygın olarak kullanılan silan bağlama ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matrisiyle kovalent bağ yapan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir.<sup>56</sup> Diğer bir silan bağlama ajanı olan n-oktiltrimetoksisilan (OTMS) ise reaktif değildir ve rezin matrisle direk etkileşime girmeyip, zayıf van der Waals kuvvetleri yardımıyla matrisle tutunur. MPTS rezine güç ve direnç sağlarken, OTMS hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengeyi sağlar.<sup>42,59</sup> Nano doldurucu içeren kompozit rezinlerde OTMS ve MPTS birlikte kullanılır. Silan ajanların birlikte kullanılması rezinin polimerizasyonu sırasında çift bağ dönüşümünü, sulu ortamda dayanıklılığını artırır ve bağlanmamış nano doldurucuların arasındaki polimerizasyon stresini azaltır.<sup>56,59</sup> APS (3-akriloksipropiltrimetoksisilan), 4-META, GPS( $\gamma$ -glisidoksipropil trimetoksisilan), ATEs (organosilan alitrietoksisilan) da silan bağlama ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir.<sup>42,56</sup>

### 2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar.

#### i. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

**Tablo 2 :** Doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflama<sup>38</sup>

Kompozit Rezin	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü
Megafil	50-100 $\mu\text{m}$
Makrofil	10-100 $\mu\text{m}$
Midifil	1-10 $\mu\text{m}$
Minifil	0,1-1 $\mu\text{m}$
Mikrofil	0,01-0,1 $\mu\text{m}$
Hibrit	0,04-1 $\mu\text{m}$
Nanofil	0,005-0,01 $\mu\text{m}$

#### • Megafil Kompozit Rezinler

Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu partiküller genel olarak 50-100  $\mu\text{m}$  büyüklüğündedir. Okluzal temas yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi

önerilen ve insert diye adlandırılan cam partiküller de mega doldurucu partiküller olarak değerlendirilir.<sup>60</sup>

- **Makrofil Kompozit Resinler**

Doldurucu partiküller 1-10 µm büyüklüğündeyse midifil, 10-100 µm büyüklüğündeyse makrofil adını alır. Ortalama partikül büyüklüğü 1 µm'den fazladır ve genellikle partikül büyüklüğü 50 µm veya daha fazladır.<sup>39</sup> Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Büyük partiküller materyalin aşınma eğilimini artırırlar. Resin matriksin aşınması sonucu açığa çıkan doldurucu partikülleri yüzey pürüzlülüğünü artırır. Makrofil kompozitlerin cilalanması zor ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi imkansızdır.<sup>61</sup>

- **Minifil ve Midifil Kompozit Resinler**

Submikron veya mikrofine partiküllü kompozitler de denilen bu tip kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-10.0 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır.<sup>62</sup> Minifil ve midifil kompozitlerde inorganik doldurucular; kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kuartz yerine bu tür partiküllerin kullanılması ile aşınmaya karşı direnç artırılmış ve kompozite radyoopasite kazandırılmıştır. Estetik özellikleri kabul edilebilir düzeydedir fakat çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır.<sup>63</sup>

- **Mikrofil Kompozit Resinler**

Doldurucular, büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasında olan kolloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle makrofil kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey elde edilir ve bitirme ve polisaj işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir.<sup>64</sup> Ancak mikrofil kompozitlerin bazı dezavantajları da vardır. Doldurucu partiküllerinin küçük boyutundan dolayı doldurucu içeriği oldukça düşüktür (% 35-60). Düşük doldurucu içeriği dolayısıyla elastik modülüs ve kırılma direnci düşük, kırılma eğilimleri yüksektir. Ayrıca renk stabilitesi iyi değildir. Bu materyallerin yüksek resin içeriği nedeniyle devamlı su absorpsiyonu hem fiziksel özellikleri hem de renk stabilitesini olumsuz etkiler.<sup>61</sup> Düşük kırılma direnci ve potansiyel marjinal yıkımdan dolayı mikrofil kompozitlerin Sınıf II ve geniş

Sınıf I restorasyonlar gibi posterior stres taşıyan alanlarda kullanımı kontraendikedir. Sınıf V restorasyonlar, stres taşımayan Sınıf III restorasyonlar ve küçük Sınıf I restorasyonlarda kullanılabilirler.<sup>65</sup>

- **Hibrit Kompozitler**

Günümüzde kliniklerde kullanılan kompozit rezinlerin çoğu genel bir terim olan hibrit kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır. Bu geniş sınıflandırma geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir. Hibrit tanımı, submikron boyuttaki (0,04 µm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1-4 µm) karışımını ifade etmektedir. Farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin birleşimfiziksel özelliklerde gelişmeye sebep olurken aynı zamanda cilalanabilirliği de yüksek seviyelere çıkarmaktadır.<sup>66</sup>

Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler neticesinde submikron boyuttaki (0,04 µm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0,1-1 µm) bileşimi ile yeni bir kompozit formülasyonu oluşturulmuştur. Bu materyaller mikrohibrit kompozitler olarak sınıflandırılmıştır. Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme ve uygulama sağlamaktadır. Ancak mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir. Mikrohibrit kompozitlerin son versiyonları ise nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilen nanohibrit kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozitler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005–0,01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan universal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir.<sup>67</sup>

- **Nanofil Kompozit Rezinler**

Nanokompzitleerin inorganik doldurucu kısmı nanomer ve nanomer grupları içeren iki bölümden oluşur. Nanomerler, kompozit organik matriksinde ayrı ayrı bulunan 25-75 nm boyutları arasında değişen tek partikülleri ifade eder.

Nanokompozitlerin doldurucu partiküllerinin boyutu görünür ışığın dalga boyundan (0.4-0.8µm) daha küçüktür bu durum materyalin optik özelliklerini



geliştirir.<sup>68</sup> Nanokompozitler yüksek translusentlik ve cilalanabilme özellikleriyle mikrofil kompozitlere benzerken fiziksel özellikleri ve aşınma direnci bakımından hibrit kompozitlere benzemektedir. Bu nedenle üreticiler nanokompozitlerin hem anterior hem de posterior bölgede kullanımını önermektedir.<sup>69</sup> Ancak nanokompozitlerdeki doldurucuların yüksek yüzey alanı/hacim oranı materyalin su alımını artırarak doldurucu/matriks arayüzünde yıkıma neden olur ve mekanik özellikleri olumsuz etkiler.<sup>70</sup>

## **ii. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması**

### **• Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Katalist ve bazdan oluşan ikili pat sistemleridir. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. İki pat karıştırılmaya başlandığında amin, benzoil peroksitle reaksiyona girerek, serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar. Kompozit kütlesi, havanın inhibe ettiği dış katman hariç uniform bir katılma gösterdiği için polimerizasyon büzülmesine ve buna bağlı olarak marjinlerde stres birikimine rastlanır. İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Bu renklenme ultraviyole ışığı, nem ve oksidasyon ile hızlanır. Çalışma sürelerinin kısa oluşu önemli dezavantajlarındanır.<sup>38</sup>

### **• Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

İlk kez 1972 yılında kullanıma sunulan türler 365 nm dalga boyuna sahip ultraviyole ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoil metil eter içermektedir. Ancak bu ışığın pek çok dezavantajı vardı. Ultraviyole ışık, rezin içinde sınırlı penetrasyon göstermekte ve böylece çok ince tabakalar hariç rezin polimerize olamamaktaydı. Ayrıca retina ve yumuşak dokulara da zarar vermektedir. Bu nedenlerle kullanımları terk edilmiştir.<sup>71</sup> Günümüzde görünür ışık yoluyla aktive olan rezinler kullanılmaktadır. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Görünür ışığın yumuşak dokulara zarar verme riski düşüktür, ancak retina için zararlı olabileceğinden gözlük, levha ve kalkan filtre kullanmakta yarar vardır. Işık ile polimerize olan kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve

hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonunu başlatmazlar. Polimerizasyonu ışık ile başlatılan rezinlerde büzülme ışık kaynağına doğru olduğundan, kenar uyumunda bir takım sorunlarla karşılaşılabilir. Rezin, kavite tabanından özellikle gingival duvardan ayrılma eğilimindedir. Bu olay asitle pürüzlendirme ve adeziv sistemlerin uygulanması ile bir miktar önlenir.<sup>38</sup>

- **Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızları düşüktür. Işıkla polimerizasyon sayesinde, rezine ilave bir polimerizasyon sağlanması amaçlanır.<sup>38</sup> Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu rezinler, akışkan özelliklere sahip olduğundan daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılırlar. Özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır.<sup>38</sup>

- iii. **Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması**

Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar.

- **Kondanse Olabilen Kompozitler**

Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde yoğunluğu artırılmış kompozitler üretilmiştir.<sup>38</sup>

Kondanse kelimesi basınç ile materyal hacminin azalmasına anlamına geldiğinden, sıkı sıkıya doldurma anlamındaki “packable” kelimesi bu tür kompozitleri daha iyi tanımlayabilir.<sup>72</sup> Bu tür kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden daha farklı olup, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımları farklıdır. Yüksek oranda doldurucu ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerini ve üstün fiziksel-mekanik özellikler göstermesini sağlar.<sup>72-74</sup>

Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Fakat hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Yüksek densite nedeniyle daha derin polimerizasyon sağlanır. Kontak noktalarının

ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, sınıf II kavitelere başarıyla uygulanmalarını sağlamaktadır.<sup>73</sup>

- **Akışkan Kompozitler**

Akışkan kompozitler, kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilmiş, düşük doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerdir.<sup>75,76</sup>

Geleneksel hibrit kompozitlerle aynı doldurucu partikülleri içeren akışkan kompozitlerin doldurucu oranı, hibrit kompozitlerden % 20-30 oranında daha azdır. Ayrıca TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin miktarı artırılmıştır.<sup>39</sup> Doldurucu partikül oranının azaltılması ve Bis-GMA ve UDMA gibi viskoz monomerlerin yerine TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin kullanılması materyalin ağır yükler altında deformasyona karşı direncini azaltır ve polimerizasyon büzülmesi artar. Bu nedenle akışkan kompozitlerin stres taşıyan kavitelere kullanılması uygun değildir.<sup>75</sup> Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan kenar sızıntısının engellenmesinde, kondanse olabilen kompozitlerin altında, restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikro çatlakların kapatılmasında kullanılmaktadır. Şırınga sistemleri sayesinde uygulanmaları kolaydır. Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikro defektlerin kapatılmasında, amalgam, kompozit veya kron tamirinde, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, mine defektlerinin kapatılmasında, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelere, V. sınıf restorasyonlarında, kırık veya mobil dişlerin splintlenmesinde, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler.<sup>75-77</sup> Akıcılıklarının uygulama esnasında kontrol edilmesinin zor olması ve aletlere yapışmaları akışkan kompozitlerin dezavantajlarıdır.<sup>75</sup> Ayrıca daha fazla doldurucu içeren kompozitlere göre aşınma dirençleri düşüktür. Yüksek polimerizasyon büzülmesi nedeniyle her zaman ince tabakalar halinde uygulanmaları gerekir.<sup>44</sup>

## **2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim Sistemi**

### **2.3.1.Tarihçe**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani Cad-Cam (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) teknolojisi artık günümüzde sıklıkla kullanılan bir üretim şeklidir.

CAD-CAM sisteminin temelini oluşturan çalışma prensibi; çok hassas bir frezenin bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, metal, kompozit veya son dönemlerde bunlara eklenen hibrid bloklardan, köprüler, kronlar ve sabit protez üretilmesi esasına dayanır.<sup>78</sup>

1950, 1960 yıllarında CAD-CAM sistemleri endüstri alanına girmeye başladığında diş hekimliğinde de yeni gelişmeler olacağı beklenmekteydi. İlk denemeler dental kronlar için olmuştu. Ancak bilgisayarların yetersiz gücü ve CAM sistemlerinin çok büyük olması diş hekimliğinde kullanılmasına izin vermemekteydi. Diş hekimliğinde ilk CAD-CAM tekniğini uygulayanlar 1970 yılında Fransız Francois Duret, Amerikan Bruce Altschuler ve İsveç Werner Moermann ve Marco Brandestinidir. 1971 yılında Francois Duret otomatik restorasyon üretimini tanımlamış ve CAD-CAM tekniklerinin temelini atmıştır. Young ve Altschuler isimli araştırmacılar 1977'de intraoral yüzey haritalama amacıyla optik bir cihaz geliştirmişlerdir. Diş hekimliğinde CAD-CAM alanındaki en büyük atılım 1980'li yıllarda olmuştur. Dental CAD-CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli araştırmacı(Dr. Duret, Dr. Moermann, Dr. Andersson) öne çıkmıştır.<sup>79</sup>

Dental CAD-CAM alanındaki ilk gelişmeler Dr. Duret tarafından yapılmıştır. 1971 yılından itibaren Dr. Duret CAD-CAM sistemiyle yaptığı çalışmalarla dünyada büyük bir etki yaratmıştır. 1990-1991 yıllarında bu sistemi SoPHa® Bioconcept sistem olarak piyasaya tanıtmıştır.<sup>79</sup>

Daha sonrasında, CEREC sistemini geliştiren Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hastada klinikte kullanmayı başarmıştır. Prepare edilmiş kaviteyi ağız içi bir kamera ile görüntülemiş ve kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistem duyurulduğunda diş hekimleri arasında CAD-CAM terimi hızla yaygınlaşmıştır.<sup>79</sup> Diğer Procera sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dur. 1980'li yılların başında altın fiyatlarındaki artıştan dolayı altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımlar kullanılmıştır. Ancak, Kuzey Avrupa'da metal

alerjisi probleminden dolayı alerjik olmayan titanyumun kullanımı hız kazanmıştır. O zamanlarda titanyumun döküm zorluğundan dolayı Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD-CAM teknolojisinden bahsetmiştir. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir. Sonrasında kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların piyasaya girmesinin ardından CAD-CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M ESPE, Almanya), ve Cercon (Degudent, Almanya) gibi cihazlar geliştirilmiştir.<sup>79</sup>

### **2.3.2.Cad/Cam Sistemini Oluşturan Yapılar**

CAD-CAM sistemlerini 3 başlık altında toplayabiliriz.

#### **I. Tarayıcı (Scanner)**

Diş hekimliği CAD-CAM sistemlerinde optik, intraoral ve mekanik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Preparasyonu tamamlanmış dişler, oklüzal kapanıştaki dişler ve komşu dişler intraoral olarak taranır. Tek kron yapılacak vakalarda sadece prepare edilen dişin taranması yeterlidir. Optik tarayıcıda beyaz ışık renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Intraoral tarayıcıda ise; ağız içinden prepare edilen diş ve etrafındaki yapıların görünümleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır.<sup>80,81</sup>

#### **II. Yazılım (Software)**

Yapılacak olan restorasyonun 3 boyutlu dizaynının ve planlanmasının yapıldığı bilgisayar ünitesidir. Dijital çağın yaşandığı günümüzde kişiye özgü restorasyonlar yaratmayı, tasarlamayı ve üretimini sağlayan yazılımlar mevcuttur. Dijital sistemin bu avantajlarının yanında muhtemel kullanıcı hatalarından kaynaklanan risk, yazılım programlarındaki karmaşıklık ile artmaktadır. Bu sebeplerden dolayı üreticiler yapılacak restorasyonun tasarımına tamamen 3 boyutlu bir görüntü ya da sanal mum model gibi kolaylaştırıcı özellikler ilave ederek programların daha hassas çalışmasını hedeflemektedirler.<sup>80,81</sup>

### **III. Üretim (CAM)**

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma yapan makinelerdir. Restorasyonu oluşturmak için farklı marka ve içeriklere sahip bloklar kullanılır. İşlem, CAD-CAM bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. Üretilen bloklar bir teknisyen tarafından manuel olarak son düzeltmeleri, final cilalamaları, veneerlemeleri ve renklendirmeleri yapılarak bitirilir.<sup>80-82</sup>

#### **2.3.3.Cad/Cam Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları**

##### **Avantajları**

- Geleneksel ölçü yöntemleri ortadan kalkmıştır.
- Daha uyumlu restorasyonlar daha kısa sürede yapılabilir.<sup>83,84</sup>
- Hata yapma olasılığı azalmış, aşamalar kısaldığı için çapraz kontaminasyon riski de azalmıştır.<sup>85,86</sup>
- Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır.<sup>86</sup>
- Tek seansta uygulanabilir olduklarından dolayı hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır.
- Ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır.
- Teknisyenlerin restorasyon yapımında harcadıkları zaman azalmıştır.<sup>87</sup>
- Üretimin sürecinde geçen aşamalar ve veriler daha sonraları incelenmek için arşivlenebilir.

##### **Dezavantajları**

- Bu sistemlerin dezavantajının başında üretim maliyeti vardır.
- Monokromatik bloklar beklenen ideal estetiği her zaman sağlayamayabilir.
- Subgingival kesim yapılan hastalarda bu marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. Bu yüzden iyi bir diş eti retraksiyonu gerekmektedir.<sup>88</sup>
- Prefabrike bloklarda renk seçimi şu an için kısıtlıdır.
- Hekimlerin bilgisayarlı sistemlere güveni azdır.
- Hekimlerin bu sistemleri kullanırken öğrenmeye harcadıkları zaman ve üretim kaybı fazladır.

#### 2.3.4. Cad/Cam Sistemleri

- **Procera**

Bir CAD/CAM sistemi olan Procera (Nobel Biocare) ilk olarak 1986’ da kuron ve köprü restorasyonlarının titanyum alt yapılarının üretilmesi için geliştirilmiştir. Procera sistemi tam seramik restorasyonlarda da alt yapı hazırlanmasında kullanılmaya başlanmıştır.<sup>89</sup>

1993 yılında CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, alüminyum oksit (% 99,5) alt yapılar üretmek üzere Procera All Ceram sistemi geliştirilmiştir. İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tam seramik kuronlar üretilirken, günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonlarının da yapımına olanak vermiştir. Fakat köprü restorasyonları için daha çok zirkonyum oksit alt yapılı Procera All Zircon sistemi tercih edilmektedir. Bu sistemde 4-5 üyeli köprüler dahi çalışılabilmektedir.<sup>90</sup>

- **Cercon**

1999 yılında geliştirilen CERCON Smart sisteminde diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli tasarım yapılmaz. Diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum modelaj esas alınarak CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Mum modelaj lazer yardımıyla taranır ve tarama bilgileri aşındırma ünitesinde işlenerek alt yapı elde edilir. Elde edilen alt yapı üzerine CERCON Ceram-S porselen tozu tabakalama tekniği ile ilave edilir ve restorasyon bitirilir. Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron, köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir. Oldukça dayanıklı restorasyonlar üretebilen CERCON sistemi aynı zamanda % 100 doku uyumludur.<sup>91</sup>

- **Cicero**

CICERO sisteminin açılımı “Computer Integrated Ceramic Reconstruction” dır. Optik tarama, seramik sintering ve bilgisayar destekli şekillendirme (CAM) esaslarına dayanmaktadır.<sup>92</sup>

Bu sistemde hazırlanan dişin ölçüsünden elde edilen çalışma modeli, bilgisayarın hazırlanan preparasyonun bitim sınırlarını daha kolay belirlemesi için dişli bölümleri beyaz, çevre dokular ise siyah olarak boyanır. Tarama, modelin hızla hareket

eden lazer tarayıcıyla çizgisel olarak taranmasıyla olur. Böylece preparasyona, çevre dokulara ve karşıt dişlere ait ölçümler yapılarak 3 boyutlu görüntüler oluşturulur. Önce güdük tek başına taranır ardından model tarayıcınının tablasına sabitlenerek tüm diş kavsi taranır. Bu taramanın bilgisayar ekranına yansmasıyla preparasyonun yerleşimi, komşu bölgelerle ilişkileri proksimal kontaklar ve taranan alanın sınırları belirlenmiş olur. Sonra bu görüntü üzerinde çift taraflı olarak kesici kenar ve son büyük azıya ait tüberkül tepesi işaretlenir. Bu işlem kullanıcıya oklüzal planın uyumu hakkında bilgi verir. Ardından karşıt dişlere ait kapanış ölçüsü model üzerine yerleştirilerek hassas bir şekilde taranır. Bilgisayarda yapılan belirlemeler rehberliğinde alt yapı işlenir. Son sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme miktarını kompanse edebilmek için bilgisayar tarafından ayarlanan ve freze ünitesine aktarılan bilgiye göre önceden belirlenen ölçümden daha büyük bir boyutta freze işlemine son verilir. Bunu takiben aynı sistemle önce dentin sonra da kesici kenar porseleni preslenip pişirilir ve freze cihazıyla şekillendirilir. Tüm bu işlemlerden sonra hasta ağızında kontroller yapılarak; makyaj ve glazür yapılır, kuron bitirilip hasta ağızına simante edilir.<sup>92</sup>

- **E4D Sistem**

D4D Technologies (Richardson, TX) tarafından üretilen bu sistem tam ya da parsiyel restorasyonları aynı gün teslim etmek için tasarlanmış; tarama, tasarım ve freze işlemlerini bir arada yapabilen bir sistemdir. CEREC üreticileri ışık yansıtıcı pudra kullanmadan, direkt olarak ağızdan ölçü alabilen cihazı geliştirene kadar; ışık yansıtıcı kullanmadan direkt olarak ağızdan ölçü alabilen tek sistemdi.<sup>93</sup>

- **iTero Sistem**

iTero sistem 5 yıllık yoğun çalışmadan sonra 2007 yılında üretildi. Bu sistem dijital ölçü için 'paralel confacol' görüntüleme kullanmıştır. 'Paralel confacol' tarama ile birlikte iTero sistem diş üzerinden yansıtıcı pudraya ihtiyaç olmadan görüntüleme yapılmaktadır. Bu sistemde başlangıçta implant uygulamasında problem oluşmuş, daha sonra bunun da üstesinden gelinmiştir.<sup>93</sup>

- **LAVA C.O.S Sistem**

'The Lava Chair Side Oral Scanner' (C.O.S.) Brontes Technologies tarafından Lexington, Massachusetts' de Ekim 2006' da tanıtıldı. Üretim resmi olarak Şubat 2008'



de Chicago' da başlatıldı. iTero sistem yansıtıcı pudraya ihtiyaç duymazken Lava C.O.S sisteminde tarama öncesi yeterli yansıtıcı pudraya ihtiyaç vardır. Ağız içi kamerayla hem restorasyonun yapılacağı çene hem de karşıt çene aynı yöntemle görüntülenip restorasyonun tasarımı yapılır sistemdi.<sup>93</sup>

- **Cerec**

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen CEREC ya da “ceramic reconstruction” sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir.<sup>94,95</sup> 1985 yılında kullanıma sunulan CEREC sistemi üzerinde çalışmalar devam etmiş ve 1994 yılında CEREC 2 ve 2000 yılında CEREC 3 sistemleri piyasaya sürülmüştür. CEREC sistemi tek seansta inley, onley ve kuron gibi restorasyonların yapımına olanak sağlar. CEREC® (CEramic-REConstruction) sistemi, muayenehane ortamında bir intraoral kamera vasıtasıyla direkt olarak ağızdan ölçü alımı ve sonrasında frezelemedeseramik restorasyonun fabrikasyonu ile aynı gün içerisinde restorasyonun teslim edilmesi olanağını sunmuştur. Bu sistemin tanıtılmasıyla birlikte CAD/CAM terimi hızlıca diş hekimliğinde yaygınlaşmıştır.<sup>96,97</sup> CEREC sistemi kolaylıkla bir yerden bir yere taşınabilen portatif bir ünite olup, üç boyutlu video kamera (tarayıcı başlık), elektronik imaj süreci (video işlemcisi), hafıza ünitesi (kontur hafızası) ve üç boyutlu minyatür şekillendiriciye bağlı bir bilgisayardan oluşur.<sup>98</sup> Prepare edilen yüzeyler optik olarak kaydedilir. Yani dişin görüntüsü ağız içi kamera ile görüntülenir. Bilgisayarda tasarlanır ve temas sahaları, marjinal alanlar oluşturulur. Sonra prefabrik bloktan su püskürtmeli elmas kesicilerle restorasyon işlenir.<sup>99,100</sup>

- **Celay**

Diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip mekanik bir cihazdır. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir. Cerec sistemde kullanılan Vita Mark II Celay sistemde de kullanılabilir. Alternatif olarak InCeram Alumina veya InCeram Spinell de Celay sistemde kullanılabilir. Celay sistemle elde edilen In-ceram restorasyonlar geleneksel In-ceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir.<sup>101</sup>

- **DC-HIP Zirkon Sistemi (Precedent DCS Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Precedent))**

Dental protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere DCS Precedent (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) tarafından 1993 yılında üretilen DC- Zirkon, hipped, polikristalin, tetragonal zirkonyum dioksittir. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) sisteminde tam sinterlenmiş (%5  $Y_2O_3$  ile % 95  $ZrO_2$  ) Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır.<sup>102,103</sup> DCS sisteminin patentli tarayıcısı “PRECISCAN” 14 adet ayrı ayrı tek kronun veya 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlar.<sup>104</sup>

- **Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)**

Everest sistemi 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarımı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır.<sup>105</sup>

- **Zeno Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)**

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de tasarımı yapılır. Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır.<sup>105</sup>

- **Hint-Els Sistemi (Griesheim, Almanya)**

1999 yılında kullanıma sunulan Hint-Els CAD-CAM sisteminin, ağız içi optik kamerası ve alçı modelleri taramak için üretilen optik tarama üniteleri bulunmaktadır. Hem ağız içi taramalara, hem alçı modellerin taranmasına imkan veren bu sistem, bu çift yönlü özelliği ile Cerec sistemi’ne benzemektedir.<sup>106</sup>

### 2.3.5.CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesini oluşturmaktadır.

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır:<sup>107</sup>

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- alüminyum oksit seramikleri
- zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler
- rezin içerikliler.

#### • Lössit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lössit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle gösterilmiştir.<sup>108-</sup>

<sup>110</sup> Cam partikülleri 720°C de fırınlandıktan sonra tek olan çekirdek, ikili ve dörtlü çekirdeklere dönüştüren ikinci bir fırınlama yapılır. Bu nükleasyon prosedürü lösit kristalizasyonunu sağlar.<sup>109</sup> Lössit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. Isı ve basınçla şekillendirme tekniği, seramik yapının büzülmesini de kontrol eder. Yapılarında %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır. Bükülme kuvvetlerine karşı direnci 120-160 MPa arasında olan materyalin, aşınma katsayısı ve ışık geçirgenliği mineye benzemekte ve yarı şeffaf özellikte olması sayesinde yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonlar üretilebilmektedir.<sup>111</sup> Ancak ışık geçirgenliğinin fazla olması sebebiyle destek dışte renklenme ya da kor bulunması durumunda estetik problemler oluşabilmektedir.<sup>112</sup>

1983 yılında piyasaya sürülen IPS Empress I sistemi bu grupta yer alır. Bükülme direnci; yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle 120-160 MPa'dan 200 MPa' ya kadar çıkabilmektedir.<sup>109</sup> Kırılma dayanımı 1,5- 1,7 MPa m1/2 'dır. IPS ProCAD ise IPS Empress I'e benzer, ancak içerisinde partiküller daha küçük boyuttadır. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere üretilmiştir.<sup>113</sup>

- **Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler**

IPS Empress II lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş doğal görünüm sağlayan bir seramiktir. Ancak lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesi ile 2005 yılında piyasaya sunulan ve içeriğindeki florapatit kristalleri nedeniyle IPS Empress II' ye göre daha üstün ışık geçirgenliği ve translusensliğe sahip IPS e-max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için cam seramik şeklinde üretilmiştir. Firma, materyali iki farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS e-max CAD bloklar CAD/CAM tekniği ile, IPS e-max Press ingotlar ise basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar. IPS e-max seramik materyalinin bükülme direnci 360-400 MPa'dır.<sup>114-116</sup>

Birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprülerde, dört ya da daha fazla üyeli köprülerde, inley bağlı köprülerde, çok derin subgingival preparasyonlarda, bruksizm vakalarında, kantilever köprülerde, maryland köprülerde kullanımı uygun değildir.<sup>116</sup> IPS e.max aşağıdaki beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir.

1. IPS e.max Press: Lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
2. IPS e.max ZirPress: Floraapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
3. IPS e.max CAD: Lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
4. IPS e.max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
5. IPS e.max Ceram: Floraapatit veneer seramiğidir.<sup>116</sup>

- **Feldspatik Cam Seramikler**

Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer olan Vitablocks Mark I de; bükülme direnci 93 MPa olan feldspatik bir porselendir. Vitablocks Mark II ise 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. İçeriğinde % 60-64 SiO<sub>2</sub> ve % 20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bulunmaktadır. Vitablocks Mark I' e göre dayanıklılığı artırılıp, gren boyutu küçültülmüştür. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilip mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv rezinle simantasyon yapılır. Monokromatik yapıda bir ürün olması nedeniyle estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block

üretilmiştir. 3 tabakalı olan Vita Triluxe Block' un içteki tabakası opak alt yapıyı, orta 1/3 tabakası nötral zone bölgesini, dış tabakası ise translusent tabakayı simgeler.<sup>33</sup>

2010 yılında piyasaya sürülen Vitablocks RealLife; dentin, çekirdek ve enamel kaplama ile üç boyutlu blok bir yapıya sahiptir. Dentin ve insizal kenar arasındaki gölge, kavisli geçiş nedeniyle anterior dişlerde doğal renk uyumu tam olarak taklit.<sup>117</sup>

- **Cam İnfiltrasyon Seramikler**

In- Ceram 1989 yılında Dr. Mickael Sadoun tarafından Fransa'da geliştirilmiştir.<sup>118</sup> %90 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren kor materyalidir. Anterior kuron-köprü ve posterior kuron yapımı için yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahiptir.<sup>119</sup> Alümina, spinel (alümina ve magnezyum karışımı bir alaşım), zirkonya içerikli olmak üzere 3 tipi vardır. Bu; alt yapıların farklı üretim teknikleriyle elde edilmesini ve farklı translusenslikte olmalarını sağlamaktadır.<sup>99</sup>

In-Ceram Alumina üç boyutlu, alumina ve cam olmak üzere iç içe geçmiş iki fazdan oluşmaktadır. Slip adı verilen alüminyum partiküllerinin su içinde dağılmış hali alçı güdük üzerine uygulanır. Kapiller basınç etkisiyle su alçı tarafından emilir ve alümina partikülleri alçı güdük üzerine tutunur. Buna "slip casting" tekniği adı verilir.<sup>120,121</sup> Bu şekilde sıkıca bir araya gelmiş alümina partikülleri, temas halindeki partiküller arasında köprüler oluşması için 1120°C'de 10 saat fırınlanarak kısmen sinterize edilirler. Elde edilen bu yapı dayanıksızdır. Bu pöröz, kısmen sinterize edilmiş alüminaya daha sonra çok ince cam (lanthanum silikat) taneciklerinden oluşan karışım sürülür. 1100°C'de 4-6 saat süren ikinci fırınlamada camın, tüm pöröz boşluklara kılcal hareket sayesinde akması sağlanır. Yeni oluşan yapının bükülme direnci yükseltilmiş olur.<sup>122,123</sup> Anterior, posterior kuronlarda ve konnektör çapı, okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlandığında üç üyeli anterior köprülerde kullanılabilir.<sup>124</sup>

1994 yılında opak alt yapıya sahip olan In-Ceram Alüminaya alternatif olarak In- Ceram Spinell üretilmiştir.<sup>112</sup> Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemi ile aynı olmasına rağmen içerikte alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) eklenerek translüsenslik arttırılmıştır. Sinterleme işleminden sonra oluşan ve 'spinell' adı verilen gözenekli yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltrasyon edilir.<sup>29</sup> Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük ve 283-

377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir.<sup>125</sup> Işık geçirgenliği iyi olduğu için estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılabilir.<sup>126</sup>

In-Ceram Zirkonya; % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içeren sistem In-Ceram Alumina' nın bir modifikasyonudur. Bükülme direnci 421- 800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa m1/2 'dir.<sup>122,127</sup> In-Ceram Zirconia seramik korlar; geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile yapılır. Elde edilen alt yapı üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır. In-Ceram zirkonya; yüksek opasite özelliği nedeniyle estetiğin önemli olduğu anterior bölgede kullanılmamaktadır.<sup>112</sup>

Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4 mm boyutlarında hazırlanmalıdır.<sup>127</sup>

- **Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler**

Zirkonyum, ilk olarak 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur.<sup>128</sup> Periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon,  $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksittir (zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit,  $ZrO_2$ )' tir.<sup>129</sup>

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa'dır. Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000- 1300 Vickers).<sup>130</sup> Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900- 1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9- 10 MPa m1/2 olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır.<sup>128,131</sup>

- **Rezin İçerikli CAD/CAM Blokları**

- **Rezin-Matriks Seramikler**

Seramik materyaller mükemmel biyoyumluluk, optimal mekanik özellikler, iyi baskı ve aşınma direnci, düşük plak birikimi, üstün estetik ve renk stabilitesi avantajlarına rağmen, diş dokularından daha sert olması ve buna bağlı karşıt dişteaşınma oluşturması, düşük çekme ve bükülme direnci, malzemenin kırılma, çatlak

ve defektlere karşı hassas olması, tamir edilme zorluğu (tamir malzemelerinin yeniden adhezyon sorunları) ve blokların milledme süresi arttıkça materyalin sertliğinin artması gibi dezavantajlara sahiptir.<sup>132,133</sup> Son yıllarda seramiklerin dezavantajlarının çözülmesi amacıyla rezin bazlı kompozit bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Resin bazlı kompozit bloklar organik polimer matriks içine inorganik doldurucuların eklenmesi ile elde edilmektedir. Bu materyaller dayanıklılığını, organik komponent içindeki Bisfenol A glisidimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üreandimetakrilat (UDMA) gibi moleküllerden almaktadır. Resin bazlı kompozit bloklar tamir ve adezyon açısından daha optimal sonuçlar vermektedir.<sup>39</sup> Ancak bu moleküllerin polimerizasyon sırasında artık monomer oluşturması diş-restorasyon bağlantısında mikrosızıntı ile sonuçlanan biyolojik başarısızlıklara sebep olabilmektedir.<sup>134</sup> Bu durum, seramiklerin ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine yakın ve sertliği mine ve dentin arasında olacak yeni bir materyal arayışına neden olmuştur.<sup>133</sup>

Resin-matriks seramik materyaller, yapısal olarak kompozit resin matriks ve seramik doldurucudan oluşmaktadır. Bu materyallerdeki ağ yapısı; seramik ve kompozit polimer ağlarının iç içe geçmesi ile oluşan çift ağılı hibrit niteliğindedir. Bu sistemlere göre sinterlenen pöröz seramik bloklara, monomerler yüksek sıcaklık ve basınçta polimerizasyonları sağlanarak infiltre edilmektedir. İnfiltrasyon işlemi esnasında uygulanan yüksek basınç ve sıcaklık artık monomer oluşma riskini azaltmaktadır ve Bisfenol-A içermemesi materyali daha biyoyumlu bir hale getirmektedir. İkili ağ yapısı, resin-matriks seramiklere dentine benzer aşınma özellikleri ve esneme direnci , daha az kırılğan yapı, mükemmel işlenebilirlik ve kenar uyumu sağlarken estetiğin devamına da yardımcı olur.<sup>133,135,136</sup>

Bu bilgiler ışığında;

1. Dentine elastisite modülünden daha yüksek değerlere sahip geleneksel seramikler ile karşılaştırıldığında, dentine elastisite modülüne yakın materyal ihtiyacı,
2. Cam-matriks seramik veya polikristalin seramik materyallerden daha kolay şekillendirilebilen ve uyumlandırılabilen materyal ihtiyacı,
3. Kompozit resin restoratif materyalleri ile onarım veya modifikasyon işlemlerinin kolaylaştırılma ihtiyacı resin-matriks seramiklerin geliştirilmelerine neden olmuştur denilebilir.<sup>36</sup>

Rezin-matriks seramikler diş hekimliğine seramiklerin bir grubu olarak girmişlerdir ancak materyal bilimine göre hala kompozit rezin kategorisinde yer almaktadırlar.

### **Rezin-Matriks Seramiklerin Sınıflandırılması**

Rezin-matriks seramik materyaller, CAD/CAM tekniği için geliştirilmiş ve birbirinden önemli lde farklılığa sahiptir. Rezin-matriks seramik materyaller, inorganik bileşimlerine göre alt gruplara ayrılır.

#### **I. Rezin Nanoseramik**

Lava Ultimate ve GC Cerasmart, rezin nanoseramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

#### **Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)**

Lava Ultimate, 3M ESPE tarafından 2012 yılında rezin-matriks seramiklerin öncüsü olarak piyasaya sunulmuştur. Üretici firma, materyali ‘Rezin Nanoseramik’ olarak tanıtmasına rağmen; materyal, birçok çalışmada kompozit rezin kategorisinde yer almaktadır. Rezin nanoseramik materyaller, seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir arada sergiler. Yüksek fraktür ve bükülme direnci, kompozitler kadar kırılğan olmaması, üstün dayanıklılık özelliği ve fonksiyonel olması materyalin avantajları arasındadır.<sup>137</sup> Ek olarak, materyal cam seramiklere benzer bir kırılma direnci sergilerken dentine benzer bükülme direnci göstererek doğal diş yapısını taklit etmektedir.<sup>138</sup>

Materyal kmeleşmemiş niteliktedir ve yapı içinde dağınıktır. Silika ve zirkonya doldurucularla güçlendirilmiş bir rezin matriksten meydana gelmiştir. Silika doldurucular 20 nanometre, zirkonya doldurucular ise 4-11 nanometredir. İşlenmiş bu nanopartiküller silan işlemine tabi tutulur, bu işlem sonucunda ise nanoseramik yüzey ile rezin matriks birbirine kimyasal olarak bağlanır. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül kümeleri 0.6-10 mikrometre boyutundadır. Yapı içerisindeki kümeleşmiş nanopartiküller dens partiküllerden yapısal olarak farklı nitelikte olup, seramik doldurucuların yapı içinde yüksek oranda bulunmasına imkan tanıyarak yapısal bütünlüğü sağlar. Bu durum materyale üstün dayanıklılık, yüksek kırılma ve aşınma direnci sağlayıp, minimal preparasyon ile çok ince (0.5mm) restorasyonlar elde



edilebilmesini olanaklı hale getirir. Ayrıca, rezin nanoseramikler optimal yüzey özellikleri ve optik özellikler.<sup>138</sup>

Materyaldeki nanomerler ve bunların kümelenmesi sonucu oluşan yapılar, nanoseramik yapının ağırlıkça %80' ini oluşturur. Geri kalan %20' lik kısım ise rezin matriksden oluşur. Nanomerlerin kullanılması, kümeleşmiş nanopartiküllerin arasındaki boşlukları doldurarak materyaldeki nanoseramik oranının artmasını sağlar. Rezin materyalinin nanoseramik partiküllerle güçlendirilmiş matriksi, materyale klasik kompozitlere göre daha yüksek aşınma direnci kazandırır. Lava Ultimate materyalinin işlenmesi, kendinden polimerize olan yada ışıkla polimerize olan klasik rezinlerden farklı olarak özel bir ısı uygulaması ile gerçekleşir.<sup>137</sup>

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Laminate veneer yapımında kullanılır.

#### **GC Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japan)**

Cerasmart, esnek bir nanoseramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan oluşan, önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardan meydana gelir. Yüksek yoğunluklu kompozit rezin materyalin, ağırlığının %71'i doldurucu partiküller tarafından oluşturulur. Doldurucu olarak 20 nanometre silika ve 300 nanometre baryum içerir. Monomer kısım ise 2,2-Bis(4-methacryloxyphenoxyphenyl) propane (Bis-MEPP), UDMA ve dimethacrylate (DMA)' dan oluşur. Materyalin esneme direnci 231 MPa, esneme katsayısı ise 7.5 GPa' dır.<sup>139</sup> Üretici tarafından, çiğneme basınçlarına tampon oluşturduğu ve rezin nanoseramikler arasında en yüksek esneme direncine sahip olduğu bildirilmiştir.

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Laminate veneer,
4. Kron,
5. İmplant üstü kron yapımında kullanılır.

## II. Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Seramik

Vita Enamic, rezin matriks içine işlenen cam seramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

### VITA Enamic(Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany)

Polimer infiltre seramik ağ materyali (Polymer Infiltrated Ceramic Network Material-PICN) olarak adlandırılan Vita Enamic, VitaZhanfabric firması tarafından 2013 yılında piyasaya tanıtılmıştır.

Vita Enamic' in ağ yapısı, seramik ve polimer olmak üzere iki devamlı ağın birbiri içine geçmesi ile oluşur. Bu ikili ağ yapısı 'Double Network Hybrid' olarak isimlendirilir ve materyale seramik ve kompozitlerin avantajlarını bir arada kazandırır.<sup>133</sup> Materyalin elde edilmesi, ön sinterleme yapılmış seramik ağ üretilmesi ve bağlayıcı bir ajan ile pürüzlendirilmesini takiben, polimerize olmamış monomerin yüksek basınç ve sıcaklık altında kapiller akım yardımı ile infiltrasyonuna dayanır. Ağrılıksal olarak; inorganik seramik kısmın oranı %86 iken, organik polimer kısmın oranı %14' tür. Hacimsel olarak ise; inorganik seramik kısmın oranı %75, organik polimer kısmın oranı %25' tir. Buna ilave olarak, seramik kısmın içeriği %58- 63 silikon dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), %20-23 alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), %9-11 sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), %4-6 potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), %0,5-2 boron trioksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), <%1 zirkonya ( $\text{ZrO}_2$ ) ve <%1kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ )' den oluşur. Polimer kısmın içeriği ise UDMA ve TEGDMA' dan meydana gelmiştir.<sup>140</sup>

Materyalin seramik ve polimer ağ yapısının sert olmayan karakteri, materyale dentinin elastisitesi, bükülme dayanımı ve abrazyon özelliklerine benzer değerler kazandırır. Materyalin sertlik değeri dentin ve mine arasındadır, aşınma özelliği ise dental seramiklerle karşılaştırılabilir düzeydedir. Minimal preparasyon (0.2-0.5 mm) gerektiren durumlarda Vita Enamic kullanılabilir ve minimal derinlikte olmasına rağmen yapı olarak çok güçlüdür. Çünkü oluşabilecek çatlaklar, ağ yapısının içine girmiş polimerler tarafından durdurulur.<sup>133</sup> Vita Enamic' in diğer avantajları ise; uygun yükleme kapasitesinin olması, milleme aşamasında güvenilir olması, hızlı, hassas, kesin restorasyonlar sunması, kolay bitirme ve parlatma işlemlerine imkan vermesi ve doğal estetiğe sahip olması olarak bildirilmiştir.<sup>140</sup>

Endikasyonları:

1. İnley/onley/parsiyel kron,

2. Laminate veneer,
3. Anterior ve posterior tek kron,
4. Anterior ve posterior implant üstü tek kron yapımında kullanılır.

### **III. Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonia Silika Seramik**

Paradigm MZ100 Blok ve Shofu Blok HC, rezin matriks içine işlenen zirkonya silika seramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

#### **Paradigm MZ100 Blok (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)**

Bu materyallerde seramik ağırlık yüzdesinin çeşitliliğini organik matrikslerin yanı sıra, %60' dan fazlasını oluşturan silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füm silika ve pigmentler gibi inorganik komponentler sağlar. Paradigm MZ100 Blok, Bis-GMA, TEGDMA ve başlatıcı sistemden oluşan polimer matriks içine gömülü olan %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından (çapı 0.6 µm) oluşan bir kompozittir.<sup>36</sup>

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Laminate veneer,
4. Anterior ve posterior full kron yapımında kullanılır.

Dişhekimliğinde estetik restorasyonlar için geliştirilecek yeni malzemelerin birçoğu rezin-matriks seramikleri kategorisine uyacaktır.

#### **Shofu Block HC(Shofu Inc., Kyoto, Japan)**

Bu materyal organik matrikslerin yanı sıra, %61 oranında silika tozu, zirkonyum silikat, mikro kümelenmiş silika , UDMA, TEGDMA ve pigmentlerden oluşmaktadır.<sup>141</sup>

Gözenekli seramik doldurucular içeren bu rezin seramik materyal, doğal ışık geçirgenliğinin yanı sıra dayanıklılık, eğilme mukavemeti ve uzun ömürlü estetik sağlar. Shofu HC bloklarının doldurucu teknolojisi, bir zirkonyum silikat mikro seramik olan Shofu'daki Ceramage'e dayanmaktadır.

Endikasyonları

- 1-İnley
- 2-Onley
- 3-İmplant destekli kuron

4-Anterior ve posterior tam kuron

5-Veneer

## **2.4.Dental Restorasyonlarda Tamir İşlemleri**

Estetik materyallerin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız içinde tamir (direkt yöntem) ve ağız dışında tamir (indirekt yöntem) olarak ikiye ayrılır. Ağız dışında tamir için zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında, destek dişlerde, yumuşak dokularda ve restorasyonda ek travmalar oluşacağından bu işlem hekimler ve hastalar tarafından mümkün olduğunca tercih edilmemektedir.<sup>142</sup>

Özellikle seramiklerin adeziv simantasyonu söz konusu olduğundan restorasyonun ağızda çıkarılması daha da zor bir durum haline gelmektedir. Yaşanabilecek problemler göz önüne alındığında; ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi konservatif bir yaklaşımla restorasyonların hizmet sürelerini arttıracaktır. Ağız içi tamir kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir.

Eski tamir sistemlerinde tutuculuk çukur ve andırkat yaratılarak elde edilen makromekanik retansiyona dayanmaktaydı. Günümüzde ise; gelişen tamir sistemlerinde kimyasal bağlanma için daha büyük yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır. Tamir materyali restorasyonun kırık sahasına kimyasal, mekanik veya her iki şekilde bağlanabilir. Tamir materyalinin uygulandığı yüzey ile nasıl bir tutunma sağlayacağı materyal uygulanmadan önce gerçekleştirilen yüzey işlemlerine bağlıdır.<sup>143</sup>

Rezin ve seramik yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantıya dayalıdır. Seramik yüzeyinde bu mikromekanik retantif alanları oluşturmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır.<sup>144</sup>

### **2.4.1.Frez İle Pürüzlendirme**

Kırık yüzeyine kompozit rezinin tutunması için, andırkat veya oluğa benzer retantif alanların yaratılmasında ince ve kalın frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir.<sup>145</sup>

Bazı araştırmalar seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezleri kullanmışlardır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilmiştir. Bunun sonunda rezin siman-seramik bağlantısının arttığını bildirmişlerdir.<sup>146</sup>

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı görülmüştür. Bu yöntem, seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşturabilir ve bu kısımlardan restorasyon zayıflayabilir.<sup>147</sup>

#### **2.4.2.Kumlama**

Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek hem yüzeyi arttırmak hem de mikroretantif topografiyi sağlamak için sıklıkla kullanılır. Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak materyalin ıslanabilirliği artar. Ancak kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir.<sup>148</sup>

Aluminyum oksit partikülleri ile kumlama, yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yapılarak yüzeyi pürüzlendirmek ağız içi tamir için basit bir metottur. Bu metot ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik retansiyonu geliştirir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle 50 µm'lik partiküller kullanılarak sağlanır.<sup>149</sup>

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerinde belirlenmesi gerekir.<sup>150</sup>

#### **2.4.3.Asit İle Pürüzlendirme**

##### **a-Hidroflorik Asit İle Pürüzlendirme**

Hidroflorik asit, porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. %2,5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezinin bağlanmasını kuvvetlendirir. Hidroflorik asit aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını

açığa çıkarır.<sup>151-153</sup> Hidroflorik asit, ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır.<sup>149</sup>

### **b-Ortofosforik Asit İle Pürüzlendirme**

Fosforik asit, porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36- 40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir.<sup>149</sup> Bu asit yalnızca yüzeydeki yüzey pörözitelerini açığa çıkarır ve belirgin bir asitleme paterni oluşturmaz.<sup>147,154</sup> Newburg, fosforik asidi porselen yüzeyinin temizlenmesi için tavsiye etmiştir.

### **c-%1,23 Asidüle Fosfat Florür İle Pürüzlendirme**

Asidüle fosfat florür seramik yüzeyine hidroflorik asite benzer bir etkiye sahiptir. Sodyum iyonlarının salınımı için camsı yapıyı çözer. Dental porselenin tamirinde %1,23'lük konsantrasyonda kullanılmalıdır. Asitleme süresi 5 ila 15 dakika arasında değişir. Bu asit ajanın temel avantajı oral dokulara zarar vermemesidir.<sup>155,156</sup>

### **2.4.4.Lazer İle Pürüzlendime**

Lazer (laser), İngilizcede Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation teriminin baş harflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde ediliş teorisini tanımlamaktadır.

1960' lı yılların başında Theodore Maiman<sup>157</sup> tarafından ruby lazerin keşfinin ardından, lazer sistemleri bilim tarihinde önemli bir yere sahip olmuş, 5 yıl sonra da Goldman ve ark.,<sup>158</sup> dental sert dokular üzerinde lazer ışığını kullanmaya başlamıştır.<sup>159,160</sup> Dental ve tıp alanındaki hastalıkların tedavisinde, lazer kullanımı son zamanlarda artan bir gelişme göstermektedir. Farklı tedavi prosedürleri içinde farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir.<sup>161-163</sup> Lazer sistemleri konvansiyonel metotlar içerisinde yeni bir metot olarak sunulmuştur. Lazerle pürüzlendirme, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de alternatif bir metottur.<sup>161</sup> Aynı zamanda seramik materyallerin yüzey pürüzlendirmesi amacıyla kullanılmaktadır.<sup>164</sup>

Lazer, ısısal bir etki oluşturarak yüzeyde erimeye sebep olarak pürüzlendirmede etkili olur. Yöntem hakkında deneysel çalışmalar sürmektedir. Literatürde farklı seramiklerde uygulanan farklı lazer sistem uygulamalarını karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Son zamanlarda, materyal yüzeyini değiştirmek için güvenli ve kolay bir

yöntem sağladığı savunulmaktadır. Porselen yüklemesinden önce metal yüzeyine, yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için Y-TZP seramiklerine uygulanır. Seramik yüzeylerin glaze işlemlerinde ve seramik-diş bağlantısını arttırmak için de kullanılmaktadır.<sup>165</sup> Ancak lazer enerjisi, ısı artışı ve ısı azalması gibi hızlı sıcaklık değişiklikleri etkisiyle dental materyaller ve dişler üzerinde zararlı etkilere yol açabilir. Zach ve Cohen<sup>166</sup> yaptıkları çalışmada diş pulpasının 5.5°C'den fazla ısı artışlarını tolere edemeyeceğini belirtmişlerdir. Ancak bazı yazarlar da diş pulpasının kritik sıcaklık olan 5.5 °C'de hayatta kaldığını belirtmişlerdir.<sup>167-169</sup>

Lazer uygulamalarında seramik materyallerin yüzeyini modifiye etmek amacıyla kullanıldığında da lazerin uygulama koşulları dikkate alınmalıdır.<sup>170</sup>

#### **2.4.5. Silisyum oksit (SiO<sub>2</sub>) tanecikleri ile kumlama**

**Pirokimyasal silika kaplama:** Kolloidal silikanın yüksek ısı derecelerinde uygulanması ile geliştirilen bir yöntemdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve yüzeyde 0.1-1.0 mikron kalınlığında bir silika tabakası oluşturulur. SilicoaterTM, SilocTM ve SilanopenTM pirokimyasal silika kaplama için kullanılan yöntemlerdir.<sup>171</sup>

**Tribokimyasal silika kaplama:** Bu teknikte, yüzey silika ile modifiye edilmiş alüminyum trioksit partikülleri ile air-abrazyon işlemine maruz bırakılır. Püskürtme basıncı ile seramik yüzeyine silika kaplı alümina partiküllerinin gömülmesi sağlanır. Silika modifiye yüzey, kimyasal olarak silan bağlayıcı ajan boyunca rezine reaktif hale gelir. Silan molekülleri su ile reaksiyona girerek, 3 silanol grubu oluşturur. Silanol grupları, silika yüzeyinde bir siloksan ağı oluşturur ve silan moleküllerinin monomerik ucu adeziv rezinlerin metakrilat grupları ile reaksiyona girer.<sup>149</sup> Böylece seramik yüzeyi silanla kimyasal bağ kurmuş olur. Bu amaçla Cojet ve Rocatec sistemleri yaygın olarak kullanılır.

**Cojet sistemi:** Cojet klinikte kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Rezin simanın bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Kum taneciklerinin boyutu 30 mikrondur. Kum tanecikleri 90 derecelik açı ile uygulanır. Yapılan çalışmalarda mesafe, bar ve basınç ayarları değişiklik göstermektedir. Ancak en ideal sonucun 10 mm mesafeden uygulandığında elde edildiği bildirilmiştir. Silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri yüzeye yüksek enerji ile ulaştırılır ve yüzeyde mikro

çukurcuklar oluşturur. Bu uygulama ile hem yüzey alanı arttığı için ıslanabilirlik ve mekanik tutuculuk artar hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanabilir.<sup>149, 172-174</sup>

**Rocatec sistemi:** Rocatec laboratuvarında kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce 110 mikron kum basınç altında restorasyona uygulanır. Daha sonra Rocatec-plus adı verilen 110 mikron silisyum oksit kumu basınç altında uygulanarak yüzey düzensizlikleri oluşturulur ve mekanik tutuculuk sağlanır. İşlem bittikten sonra yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanır ve yüzeydeki silika tabakası ile kompozit rezin arasında kimyasal bağlantı oluşur.<sup>175-177</sup>

## 2.5.Silanizasyon

Seramiklerin tamirinde silan kullanılması porselen ve rezin arasındaki kimyasal bağlantıyı arttırır. Silan, fonksiyonel ucunda SiO<sub>2</sub> grubu bulunan karbon zincirinden oluşur. Silan, seramik yüzey üzerinde astarlama etkisine sahiptir ve adeziv ajandan önce uygulanır. Silikona sahip olan fonksiyonel ucu porselene bağlar, böylece karbon zincirini rezine bağlanma için serbest tutar. Silan, porselene bağlanmayı geliştiren bir yardımcı maddedir ve diğer yüzey işlemleriyle (elmas veya lazer ile pürüzlendirme, kumlama ve/veya asitle aşındırma) ve adeziv sistemlerle birlikte kullanılmalıdır. Silanizasyon, dental seramiklerin bağlanma protokolünde önemli bir adımdır. Herhangi bir dezavantaj raporu bulunmamaktadır.<sup>178</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan silan bağlayıcı ajanlar genellikle monofonksiyonel y-metakril oksipropil trimetoksisilandır. Silan, birleştirici özellikleri nedeniyle metal-kompozit, kompozit-kompozit ve seramik-kompozit arasındaki bağlantıyı arttırmak için kullanılır. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin ile seramik arasındaki bağlantıyı %25 arttırdığı bildirilmiştir.<sup>149</sup>

## 2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlantı Dayanım Testleri

Diş hekimliği pratiğinde, bağlantı dayanım testlerinin klinik performansı birebir yansıtması açısından soru işaretleri mevcut olsa da, pratikte hangi adeziv sistemin kullanılacağına karar verme konusunda bu laboratuvar sonuçları önemli bir dayanak noktası olmuştur. Son çalışmalar göstermiştir ki, klinik sonuçlar bir ölçüde laboratuvar sonuçları ile tahmin edilebilmektedir. Dahası bağlantı yüzeylerinin mekanik olarak test



edilmesi, yüzey değişkenlerinin belirlenmesini ve uygulama prosedürlerinin anlaşılmasını sağlamaktadır.<sup>179</sup>

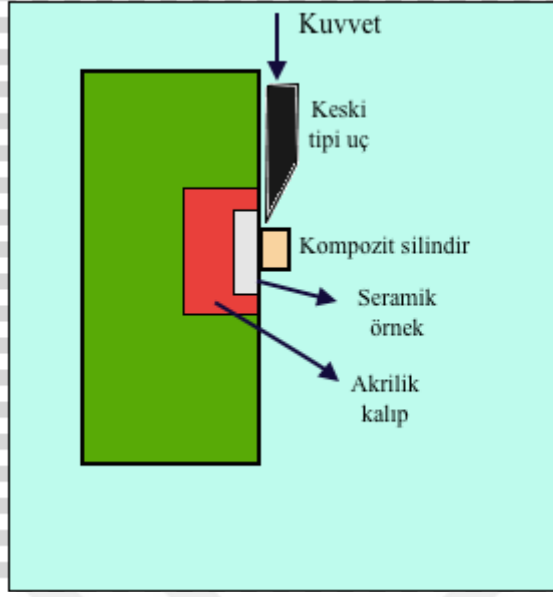
ISO 11405 (2003)'e göre bağlantı direnci testleri gerilim bağlanma direnci testi ve makaslama bağlanma direnci testi olarak ikiye ayrılır. Ancak son yıllarda daha küçük yüzeylerin değerlendirilmesini sağlayan mikro-gerilim bağlanma direnci testi ve dişlerde bölgesel değişikliklerin bağlanma direncine etkisini değerlendiren mikro-makaslama direnci kullanılmaktadır.<sup>180</sup>

Konvansiyonel makaslama ve gerilim test yöntemlerinin daha çok tercih edilmesinin nedeni test yönteminin ve test örneklerinin daha az ekipmanla ve daha kolay hazırlanabilmesidir. Diğer taraftan 'mikro' bağlantı testlerinde literatürler incelendiğinde çok çeşitli boyutlarda ve geometrilere örnekler ve test değişkenleri mevcuttur.<sup>179,181</sup>

Bağlantı test yöntemleri için 1994 yılında yayınlanan ve son hali 2003 yılında revize edilen ISO/TS 11405 numaralı standardında, makaslama ve gerilim test yöntemlerinin gereklilikleri anlatılmıştır.

### **2.6.1 Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri**

Bağlanma testleri içinde en sıklıkla kullanılan makaslama testleridir. Makaslama testlerinde kopma kuvveti, hazırlanan örneklere paralel olarak uygulanmaktadır. Ayrıca kuvveti uygulayacak olan uç diş-adeziv bağlanma yüzeyine mümkün olan en kısa mesafeden uygulanmalıdır, aksi takdirde dönme momenti oluşabilir. Makaslama testleri ağız ortamını en iyi taklit eden testlerdir. Bu testlerin kuvvet dağılımı daha uniformdur.<sup>182</sup> Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetinin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (ISO/TS 11405:2003).



Şekil 1: Makaslama testi düzeneği<sup>156</sup>

### 2.6.2.Mikro Makaslama Testi

Bağlantı alanı  $2 \text{ mm}^2$  den daha küçük olan örnek boyutu ile yapılan konvansiyonel makaslama testine benzer şekilde uygulanan test yöntemidir. Büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir.<sup>183</sup>

### 2.6.3.Gerilim (Tensile) Bağlantı Direnci Testleri

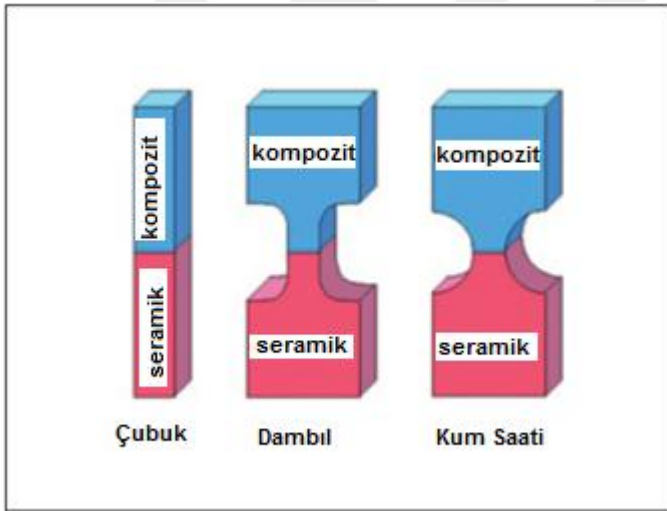
Gerilim testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Gerilim testlerinde kopma kuvveti, hazırlanan örneğe  $90^\circ$  açı ile gelmelidir. Gerilim testlerinde örneğin doğru konumlanması kuvvet dağılımının uniform olabilmesi için önemlidir. ISO 11405 (2003) teknik dökümanında tarif edildiği gibi özel ekipmanın kullanılması ile test cihazı, hazırlanan örnekle adeziv materyal arasında doğru konumlanıp bu stabilite test süresince korunabilir. Kuvvetin doğrultusundaki ya da örneğin konumundaki en ufak sapmalar kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve sonucun etkilenmesine sebep olabilir. Ayrıca çekme testlerinde örnek hazırlanırken oluşabilecek mikro çatlaklar test sonucunu etkileyebilir. Düzensiz gerilme dağılımlarına bağlı olarak üst yapı seramiğinde koheziv kırılmalar meydana gelebilmektedir. P/A formülüyle gerilim kuvvetine dayanımı hesaplanır ve elde edilen sonuç MPa cinsindedir. P kırılma anındaki yükür (Newton) ve A adeziv alandır ( $\text{mm}^2$ ).<sup>184,185</sup>

#### 2.6.4.Mikro Gerilim Testi

Mikro gerilim bağlanma testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği bir çeşit gerilim test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikro barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir.<sup>186,187</sup>

Gerilim testinde, adeziv ara yüzeyde homojen stres dağılımını elde etmek ve ara yüzde bulunan defektlerin etkisini minimale indirmek için geliştirilmiştir.

Bazı yaklaşımlar da stres dağılımını daha da iyileştirmek için çubuk şeklinde numuneler dambıl veya kum saati şekillerine göre düzenlenmektedir (Şekil 2). Dikdörtgen bağlanma bölgelerine sahip çubuk ve dambıl şeklindeki örneklerin benzer bağlanma dayanımı ve başarısızlık modları gösterdiği görülmüştür.<sup>188</sup>



Şekil 2: Mikro gerilim bağlantı dayanımı araştırmaları için farklı test örneği şekilleri

Çalışmamızda CAD/CAM restorasyonların tamirinde kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

**HİPOTEZ:** Çalışmanın sıfır hipotezi, CAD/CAM blokların kompozit rezinlerle tamirinde, farklı yüzey işlemlerinin ve tamir materyallerinin, makaslama bağlanma dayanım değerleri açısından fark oluşturmayacağı şeklindedir.

### 3.MATERYAL VE METOT

#### 3.1.Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, 14x12x18 mm ebatlarında A2 renginde 3 farklı yapıdaki Blok HC (Shofu Inc., Kyoto, Japan), Ceresmart (GC Corporation, Tokyo, Japan), Cerec Blok (Sirona Dental, Salzburg, Germany) CAD/CAM blok kullanıldı. Kullanılan materyaller ve üretici bilgileri tablo 1’de gösterilmiştir. Bloklar Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan hassas kesim cihazıyla (Isomet 5000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılan elmas kesme diskinin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı (0,3 mm) da hesaplanarak, su soğutması altında 4x4x4 mm boyutlarında kesildi ve toplamda 300 adet örnek elde edildi.



Şekil 3: Isomet 5000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)

#### 3.2.Termal Yaşlandırma İşlemi

Hazırlanan örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletildi ve sonrasında termal siklus cihazında (Salubris Technica, İstanbul, Türkiye) +5°C /+55°C'lik banyolarda 30 sn. bekleme ve havuzlar arası geçiş 5 sn. olacak şekilde 5000 kez termal eskitme işlemine tabi tutuldu.



**Şekil 4:** Termal siklus cihazı (Salubris Technica, İstanbul, Türkiye)

Örnekler, silindir kalıbın tam ortasına yerleştirildi. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin üretici firmanın önerdiği oranlarda karıştırılarak kalıbın içine dolduruldu. Sertleşen akrilik rezin kalıptan çıkarıldı ve örnek grupları oluşturuldu.

Örnekler, yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için sırasıyla 600, 800 ve 1000 gridlik silikon karbid zımparalar (English abrasives, English Abrasives Ltd., İngiltere) ile zımpara makinasında (Phoenix Beta, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) zımparalanarak yüzey standardizasyonu sağlandı.



**Şekil 5:** Phoenix Beta zımpara makinası (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firma bilgileri

MATERYAL	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA	ÜRETİM NO
Shofu Blok HC	UDMA, TEGDMA, silika toz, salisilik asitmikro partikül, zirkonyum silikat	Shofu Inc., Kyoto, Japonya	071601
Gc Ceresmart	Nanoseramik: 80% nanoseramik partikül (SiO <sub>2</sub> , ZrO <sub>2</sub> ), 20% UDMA polimer	GC Corporation, Tokyo, Japonya	1612141
Cerec Blok	Zirkonyum dioksit + hafniyum dioksit + itriyum trioksit >99 (ağırlıkça), alüminyum trioksit	Sirona Dental, Salzburg, Almanya	54270
G-aenial Hibrit Kompozit	Metakrilat monomerler, Pre-polimerize doldurucular 16-17µ(silika içeren stronsiyum Lantonaid flor içeren) , inorganik doldurucu > 100 nm(Silika, Fluoroaluminasilikat), inorganik doldurucu < 100 nm(Fumed silika), renklendiriciler, kaalizörler	GC Corporation, Tokyo, Japonya	180122A
G-aenial Universal Flo Kompozit	Ağırlıkça %31 matriks(Urethanedimethacrylate, Bis-MEPP, TEGDMA), ağırlıkça %69 doldurucu(Silikon dioksit(16nm), Stronsiyum cam (200 nm)), renklendirici, foto başlatıcı	GC Corporation, Tokyo, Japonya	180405A
Clearfil Tamir Kiti	K Etchant Jel +Clearfil SE Bond Primer + Clearfil Porselen Bond Aktivatör +Clearfil SE Bond Bond	Kuraray Medical, Okayama, Japonya	000041
Ultradent Tamir Kiti	Ultradent %9 hidroflorik Porselen Asit + Ultradent Silan + Peak Universal Bond	Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD	BFR7D
GC Tamir Kiti	G-Premio Bond + Ceramic Primer II	GC Corporation, Tokyo, Japonya	171211A

### 3.3.Örneklerin Yüze İşlemlerinin Yapılması

Elde edilen toplam 300 adet örneğin tamir materyali bağlanacak yüzeylerine farklı yüze işlemleri uygulanmak üzere rastgele 5 gruba ayrıldı.

Grup CT: Clearfil Tamir Kiti(%35 fosforik asit +Clearfil SE Bond Primer + Clearfil Porselen Bond Aktivatör +Clearfil SE Bond Bond)



Şekil 6: Clearfil tamir seti (a.fosforik asit b. Clearfil Porselen Bond Aktivatör c. Clearfil SE Bond Primer d. Clearfil SE Bond Bond) (Kuraray Medikal, Okayama, Japonya)

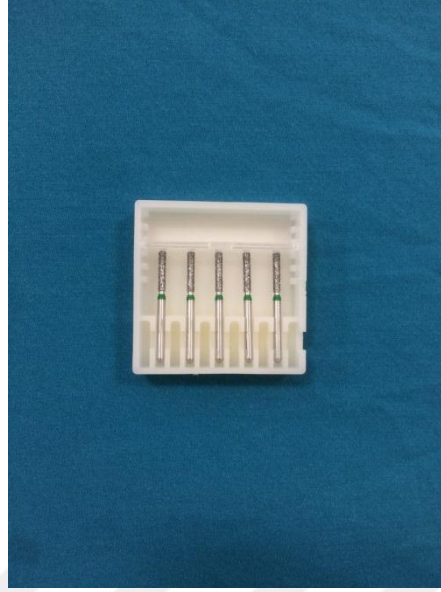
Grup UT: Ultradent Tamir Kiti (Ultradent %9 hidroflorik Porselen Asit + Ultradent Silan + Peak Universal Bond)



Şekil 7: Ultradent Tamir Kiti (a.hidroflorik asit b.EtchArrest c.Ultradent silan d.Peak universal bond e.OpalDam f.PermaFlo dentin opakır) (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD)



Grup EF: Elmas Frez ile pürüzlendirme + GC Tamir Kiti (G-Premio Bond + Ceramic Primer II)



Şekil 8: elmas fissür frez



Şekil 9: GC Tamir Kiti (GC Corporation, Tokyo, Japonya)

Grup EL: Er-YAG Lazer ile pürüzlendirme + GC Tamir Kiti (G-Premio Bond + Ceramic Primer II)





**Şekil 10:** Er-YAG Lazer Fidelius III (Fotona, Ljubljana, Slovenya)

Grup KC: Micro etcher ağız içi kumlama cihazı ile pürüzlendirme + GC Tamir Kiti (G-Premio Bond + Ceramic Primer II)



**Şekil 11:** Micro etcher ağız içi kumlama cihazı (Danville Mühendislik, Danville, ABD)

### **Grup CT:**

Hazırlanan örneklerin yüzeyine, Clearfil tamir setinin üretici firması tarafından önerilen yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı. %35' lik fosforik asit içeren K Etchant Gel, seramik yüzeyine uygulanıp 5 sn süreyle bekletildi. Yüzey basınçlı su ile 5 sn yıkandı ve hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra setinde bulunan Clearfil SE Bond Primer ve Clearfil Porselen Bond Aktivatör üretici firmanın belirlediği oranlarda karıştırılarak seramik yüzeyine uygulandı. Silan 5 sn bekletildikten sonra yağsız kuru hava ile kurutuldu. Clearfil SE Bond tek kullanımlık bir fırça yardımıyla uygulanıp hafif hava sıkılarak mümkün olduğu kadar uniform bir film tabakası oluşturuldu ve 10 saniye

LED ışık cihazı 3M ESPE Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld,Almanya) ile polimerize edildi.

#### **Grup UT:**

Örneklerin yüzeyine, Ultradent tamir setinin üretici firması tarafından uygulanması önerilen yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı. %9 hidroflorik porselen asit seramik yüzeyine uygulanıp 60 sn süreyle bekletildi. Porselen asitin sarı rengi ayırt edilmemeye başlayınca asiti nötrleştirmek için EtchArrest sürüldü. Nötralize edilmiş asit hava su spreyi ile yıkama yapılırken aspiratörle uzaklaştırıldı. Örnek yüzeyinde mat ve pürüzlü bir görünüm elde edildi.

Daha sonra Ultradent Silan uygulanıp 60 sn boyunca kurumaması beklendi. Silanlanmış örnek yüzeyi tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 15 sn boyunca Peak Universal Bond uygulanıp 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

#### **Grup EF:**

Bu gruptaki örnekler, 125 µm'lik yeşil bantlı elmas frezleri (Acurata, Thurmansbang, Almanya) kullanılarak yüksek hızda su soğutmalı klinik aeratör yardımıyla aynı araştırmacı tarafından parmak basıncıyla 10 sn boyunca aynı yönlerde aşındırılarak pürüzlendirildi. Daha sonra Gc tamir setindeki Ceramic Primer II uygulanıp hava ile kurutuldu. G-Premio Bond silanlanan yüzeye 10 sn boyunca uygulandı. 5sn hava ile kurutuldu ve 10 sn boyunca LED ışık cihazıyla polimerize edildi.

#### **Grup EL:**

Er:YAG lazer cihazı ile (Fotona, Ljubljana, Slovenya), 45 derece açı 2 Hz pulsasyon sıklığı ve 1000 mW pulsasyon enerjisi ve su spreyi altında 20 saniye pürüzlendirme işlemi yapıldı. Daha sonra Gc tamir setinde bulunan Ceramic Primer II uygulanıp hava ile kurutuldu. G-Premio Bond silanlanan yüzeye 10 sn boyunca uygulandı. 5sn hava ile kurutuldu ve 10 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

#### **Grup KC:**

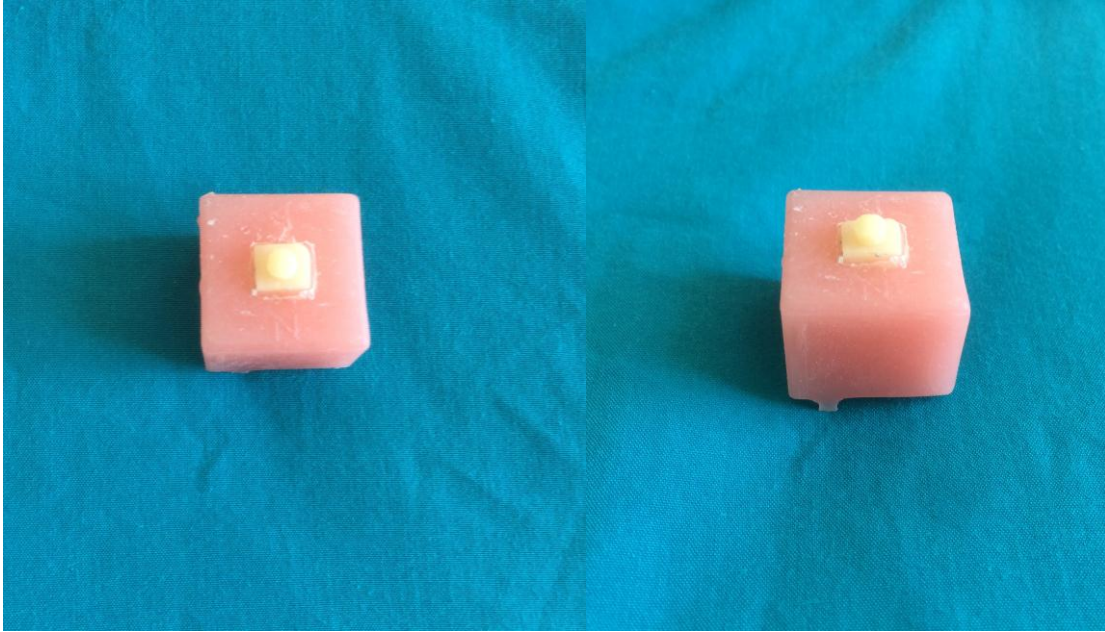
Bu grupta hazırlanan örnekler, partikül büyüklüğü 50 µm olan Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile hava basıncı altında yaklaşık 20mm mesafeden 20 saniye süreyle MicroEtcher kumlama

cihazıyla kumlanarak pürüzlendirildi. Daha sonra Gc tamir setinde bulunan Ceramic Primer II uygulanıp hava ile kurutuldu. G-Premio Bond silanlanan yüzeye 10 sn boyunca uygulandı. 5sn hava ile kurutuldu ve 10 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

### **3.4.Tamir Materyallerinin Örneklere Bağlanması**

Örnekler tamir materyalinin çeşidine göre rastgele 2 gruba ayrıldı (n:10). Tamir materyallerinin öneklere bağlanmama işleminin standardizasyonu için özel olarak hazırlanan içi boşluk ( çap 4 mm yüksekliği 2 mm) olan plastik kalıplar kullanıldı.

Plastik kalıp sabitlendikten sonra bir grup hibrit kompozit G-aenial Hibrit kompozit ile diğer grup enjekte olabilen G-aenial Universal Flo kompozit ile bağlanarak polimerizasyon işlemi LED ışık cihazı ile 20 sn süreyle gerçekleştirildi. Daha sonra tamir materyalinin yerleştirildiği kalıp çıkarıldı.



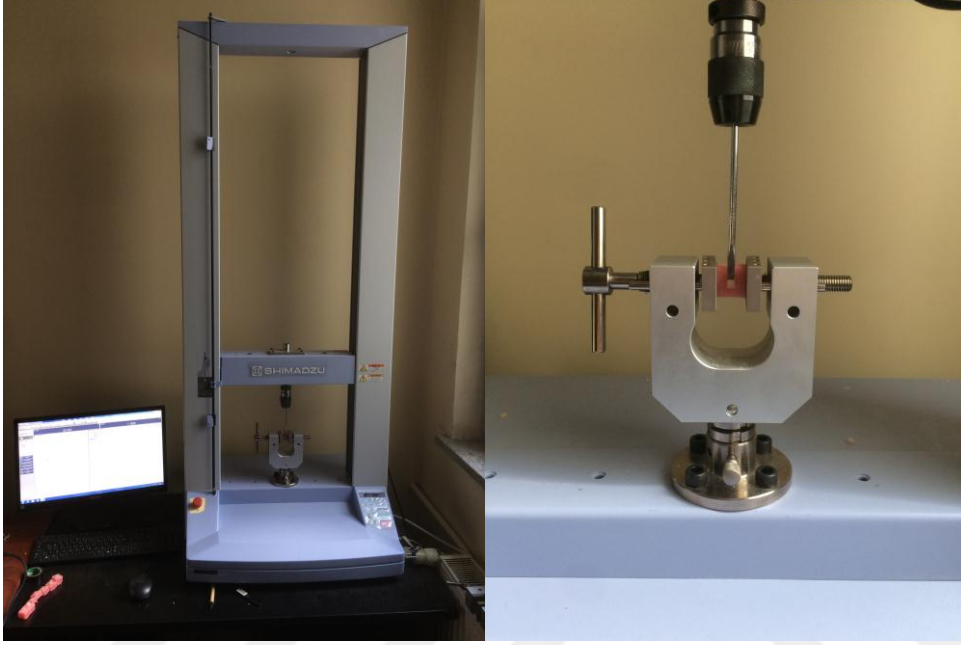
**Şekil 12:** Akrilik blok içerisinde örneklere tamir materyali uygulanmış hali

### **3.5.Makaslama Bağlanma Testinin Uygulanması**

Makaslama bağlantı testi , Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarında bulunan universal test cihazı (AG-IS , Shimadzu, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi. Keski şeklinde uygulama ucu rezin bağlantı arayüzüne paralel olacak şekilde adeziv arayüze en yakın şekilde yerleştirildi . Örneklere kopma

oluncaya kadar 0,5mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulandı. Kopma anındaki kuvvet Newton (N) biriminde tespit edildi. Elde edilen bu değerleri , bağlantı alanına bölerek aşağıdaki formüle göre megapaskal (MPa) birimiyle bağlanma dayanımı hesaplandı.

$\sigma = P/A$  **P:** Kopma anındaki kuvvet **N (Newton)** **A:** Bağlantı alanı (**mm<sup>2</sup>**)



**Şekil 13:** Üniversal test cihazı (AG-IS , Shimadzu, Japonya)

### **3.6.Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi**

Makaslama bağlantı testi sonucu oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kopma yüzeyleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) kullanılarak x20 büyütmede incelenmiş ve başarısızlık tipleri üç grup altında incelenmiştir: adeziv, koheziv ve karışık (adeziv + koheziv) başarısızlık. Ayrıca rastgele seçilen temsili örneklerden SEM görüntüleri alınmıştır.

**Adeziv başarısızlık:** Cad/Cam materyali ve tamir materyali arasında adeziv kopma olarak incelendi.

**Koheziv başarısızlık:** Cad/Cam materyali ve kompozitin kendi içindeki koheziv kopma olarak incelendi.

**Karışık başarısızlık:** Adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü başarısızlık tipi olarak incelendi.

## **İstatistiksel Yöntem**

İstatistiksel analizlerde IBM SPSS for Windows Version 22.0 paket programı kullanıldı. Sayısal değişkenler ortalama±standart sapma ile özetlendi. Sayısal değişkenlerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Bağlantı dayanımı değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında üç yönlü varyans analizi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar Bonferroni testi ile yapıldı. Anlamlılık düzeyi  $p<0,05$  olarak alındı.



## 4.BULGULAR

Çalışmamızda elde edilen makaslama bağlanma dayanım testi sonuçları ve istatistiksel analiz bulguları, Tablo 4’de diğer faktörlerden bağımsız olarak CAD/CAM bloklarına, yüzey pürüzlendirme yöntemlerine ve tamir materyalinin tipine göre gösterilmektedir.

**Tablo 4:** CAD/CAM bloklarına, yüzey pürüzlendirme yöntemlerine ve tamir materyalinin tipine göre bağlanma dayanımı değerlerinin genel ortalamaları (MPa) ve standart sapmaları (ss)

<b>Bağlanma dayanım kuvveti (MPa) ortalama±ss</b>	
<b>CAD/CAM bloklar</b>	
Cerec Blok	17,48 (±5,51) <sup>a</sup>
Cerasmart	13,68 (±5,76) <sup>b</sup>
Shofu Blok HC	13,23 (±4,96) <sup>b</sup>
<b>Yüzey pürüzlendirme yöntemleri</b>	
Grup CT	13,62 (±7,55) <sup>B</sup>
Grup EF	14,13 (±4,03) <sup>B</sup>
Grup KC	17,19 (±5,94) <sup>A</sup>
Grup EL	13,92 (±5,00) <sup>B</sup>
Grup UT	15,15 (±5,22) <sup>A</sup>
<b>Tamir materyali</b>	
G-aenial Universal Flo	16,93 (±5,40) <sup>a</sup>
G-aenial hibrit	12,81 (±5,33) <sup>b</sup>
Aynı büyük ve küçük harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı (p>0,05).	

### **Bulgular**

- Cad/Cam bloklar genel olarak birbirleri ile karşılaştırıldığında Cerec Blok bağlantı dayanım değerleri ortalaması (17,48±5,51 MPa) diğer bloklardan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (p<0,05). Cerasmart (13,68±5,76 MPa) ve Shofu Blok HC (13,23±4,96 MPa) bağlantı dayanım değerleri arasında

anlamli bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

- Yüzey işlemleri genel olarak kendi arasında kıyaslandığında Grup KC ( $17,19\pm 5,94$  MPa), Grup UT dışında tüm gruplardan anlamli olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri göstermiştir. Diğer yüzey işlemleri arasında anlamli bir fark yoktur ( $p<0,05$ ).
- Tamir materyalleri kendi arasında kıyaslandığında da G-aenial Universal Flo ( $16,93\pm 5,40$  MPa) G-aenial hibrit kompozitten ( $12,81\pm 5,33$  MPa) anlamli olarak daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ).





3 farklı CAD/CAM bloğunun, 5 farklı yüzey pürüzlendirme işlemi ve 2 farklı tipte tamir materyaline bağlı olarak her bir blok türü için toplam 10 alt grup olacak şekilde elde ettiğimiz makaslama bağlanma dayanımı değerleri Tablo 5’de gösterilmektedir.

**Tablo 5:** CAD/CAM bloklarına göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri

CAD/CAM Bloklar	Tamir Materyalleri	Grup CT	Grup EF	Grup KC	Grup EL	Grup UT
Cerec Blok	G-aenial Universal Flo	22,31 (±4,28) <sup>b,A</sup>	16,67 (±4,41) <sup>b,B</sup>	18,74 (±8,27) <sup>AB</sup>	17,02 (±3,60) <sup>B</sup>	21,92 (±2,78) <sup>b,A</sup>
	G-aenial Anterior	17,41 (±3,20) <sup>a,A</sup>	11,21 (±2,67) <sup>a,B</sup>	15,51 (±4,95) <sup>AB</sup>	18,70 (±6,72) <sup>A</sup>	15,31 (±3,77) <sup>a,AB</sup>
	Genel ortalama	19,86 (±4,46) <sup>A</sup>	13,94 (±4,52) <sup>B</sup>	17,12 (±6,84) <sup>AB</sup>	17,86 (±5,32) <sup>AB</sup>	18,61 (±4,68) <sup>A</sup>
Cerasmart	G-aenial Universal Flo	17,43 (±6,71) <sup>b,A</sup>	16,33 (±4,48) <sup>a,AB</sup>	20,95 (±3,64) <sup>A</sup>	11,65 (±2,73) <sup>B</sup>	13,41 (±4,46) <sup>b,B</sup>
	G-aenial Anterior	7,06 (±3,43) <sup>a,C</sup>	12,65 (±1,41) <sup>b,B</sup>	18,97 (±4,09) <sup>A</sup>	9,11 (±2,09) <sup>BC</sup>	9,27 (±3,38) <sup>a,BC</sup>
	Genel ortalama	12,24 (±7,43) <sup>BC</sup>	14,49 (±3,74) <sup>B</sup>	19,96 (±3,90) <sup>A</sup>	10,38 (±2,70) <sup>C</sup>	11,34 (±4,39) <sup>BC</sup>
Shofu Blok HC	G-aenial Universal Flo	7,74 (±1,92) <sup>B</sup>	15,58 (±3,36) <sup>A</sup>	18,29 (±4,54) <sup>b,A</sup>	15,49 (±2,83) <sup>b,A</sup>	14,92 (±3,85) <sup>A</sup>
	G-aenial Anterior	6,26 (±3,13) <sup>C</sup>	12,33 (±4,03) <sup>AB</sup>	10,72 (±3,91) <sup>a,B</sup>	11,56 (±3,06) <sup>a,AB</sup>	16,09 (±4,10) <sup>A</sup>
	Genel ortalama	6,68 (±2,85) <sup>B</sup>	13,95 (±3,97) <sup>A</sup>	14,50 (±5,67) <sup>A</sup>	13,52 (±3,51) <sup>A</sup>	15,51 (±3,91) <sup>A</sup>

Büyük harfler aynı satırdaki gruplar arası farklılıkları; küçük harfler aynı sütundaki gruplar arası farklılıkları ifade etmektedir ( $p < 0,05$ ).

### Grup içi karşılaştırmalar

Tamir materyallerinden bağımsız olarak Cerec bloklarda en yüksek bağlantı dayanımı Grup CT’de ( $19,86 \pm 4,46$ ) ve Grup UT’de ( $18,61 \pm 4,68$ ) tespit edilmiştir ve bu



iki grup arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). En düşük bağlantı dayanım değerleri ise Grup EF’de tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Cerec Blokların G-aenial Universal Flo ile tamirinde en yüksek bağlantı dayanım değerleri sırasıyla Grup CT ( $22,31\pm4,28$  MPa) ve Grup UT’de ( $21,92\pm2,78$  MPa) elde edilmiş olup; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). En düşük bağlantı dayanım değerleri ise Grup EF ( $16,67\pm4,41$  MPa) ve Grup EL’de ( $17,02\pm3,60$  MPa) elde edilmiş ve aralarında ki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Cerec Bloklar G-aenial hibrit ile tamir edildiğinde ise en yüksek bağlantı dayanım değerleri Grup EL ( $18,70\pm6,72$  MPa) ve Grup CT’de ( $17,41\pm3,20$  MPa) elde edilip aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). En düşük bağlantı dayanım değeri Grup EF’de ( $11,21\pm2,67$  MPa) elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Cerasmart materyallerinde ise tamir materyallerinden bağımsız olarak anlamlı derecede en yüksek değerler Grup KC’de ( $19,96\pm3,90$ ) elde edilirken, en düşük değer Grup EL’de ( $10,38\pm2,70$ ) elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Cerasmart G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğinde; en yüksek bağlantı dayanım değerlerini Grup KC ( $20,95\pm3,64$  MPa) ve Grup CT’de ( $17,43\pm6,71$  MPa) bulunmuş olup aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Bu iki grubu Grup EF( $16,33\pm4,48$  MPa) izlemiştir. En düşük bağlantı dayanım değerlerini ise sırasıyla Grup UT ( $13,41\pm4,46$  MPa) ve Grup EL ( $11,65\pm2,73$  MPa) göstermiş olup ikisi arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Cerasmart G-aenial hibrit ile tamir edildiğinde en yüksek bağlantı dayanım değerini Grup KC ( $18,97\pm4,09$  MPa) göstermiştir ( $p<0,05$ ). En düşük bağlantı dayanım değerini de Grup CT ( $7,06\pm3,43$  MPa) göstermiş olup bu grup ile Grup EL ( $9,11\pm2,09$  MPa) ve Grup UT ( $9,27\pm3,38$  MPa) arasında anlamlı bir fark yoktur.

Shofu Blok HC materyallerinde tamir materyallerinden bağımsız olarak istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük değer Grup CT’de ( $6,68\pm2,85$ ) elde edilmiştir ( $p<0,05$ ). Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ).

Shofu Blok HC’nin G-aenial Universal Flo ile tamirinde Grup CT ( $7,74\pm1,92$  MPa) diğer bütün gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağlantı dayanım değeri göstermiştir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Shofu Blok HC G-aenial hibrit ile tamir edildiğinde en yüksek bağlantı değeri Grup UT (16,09±4,10 MPa), en düşük bağlantı dayanım değeri Grup CT'de (6,26±3,13 MPa) elde edilmiştir (p<0,05).

Tablo 6.'da grupların tamir materyalleri açısından kendi içlerindeki karşılaştırmaları gösterilmektedir.

**Tablo 6:** Tamir materyalleri açısından makaslama bağlanma dayanımı değerleri

	<b>CAD/CAM Blokları</b>	<b>Grup CT</b>	<b>Grup EF</b>	<b>Grup KC</b>	<b>Grup EL</b>	<b>Grup UT</b>
<b>G-aenial Universal Flo kullanılan blokların karşılaştırması</b>	Cerec Blok	22,31 (±4,28) <sup>a</sup>	16,67 (±4,41)	18,74 (±8,27)	17,02 (±3,60) <sup>a</sup>	21,92 (±2,78) <sup>a</sup>
	Cerasmart	17,43 (±6,71) <sup>b</sup>	16,33 (±4,48)	20,95 (±3,64)	11,65 (±2,73) <sup>b</sup>	13,41 (±4,46) <sup>b</sup>
	Shofu Blok HC	7,74 (±1,92) <sup>c</sup>	15,58 (±3,36)	18,29 (±4,54)	15,49 (±2,83) <sup>ab</sup>	14,92 (±3,85) <sup>b</sup>
	<b>Genel ortalama</b>	17,85 (±7,19)	16,19 (±4,00)	19,32 (±5,76)	14,72 (±3,76)	16,75 (±5,23)
<b>G-aenial hibrit kompozit kullanılan blokların karşılaştırması</b>	Cerec Blok	17,41 (±3,20) <sup>a</sup>	11,21 (±2,67)	15,51 (±4,95) <sup>a</sup>	18,70 (±6,72) <sup>a</sup>	15,31 (±3,77) <sup>a</sup>
	Cerasmart	7,06 (±3,43) <sup>b</sup>	12,65 (±1,41)	18,97 (±4,09) <sup>a</sup>	9,11 (±2,09) <sup>b</sup>	9,27 (±3,38) <sup>b</sup>
	Shofu Blok HC	6,26 (±3,13) <sup>b</sup>	12,33 (±4,03)	10,72 (±3,91) <sup>b</sup>	11,56 (±3,06) <sup>b</sup>	16,09 (±4,10) <sup>a</sup>
	<b>Genel ortalama</b>	10,24 (±6,05)	12,06 (±2,87)	15,07 (±5,42)	13,12 (±5,95)	13,56 (±4,77)

Büyük harfler aynı satırdaki gruplar arası farklılıkları; küçük harfler aynı sütundaki gruplar arası farklılıkları ifade etmektedir (p<0,05).

Tamir materyalleri açısından karşılaştırıldığında;

Grup CT'de; Cerec Blok ve Cerasmart örnekleri G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğinde G-aenial hibrit ile tamir edilen örneklere göre anlamlı derecede yüksek bağlantı dayanım değeri göstermiştir (p<0,05). Shofu Blok HC'ye uygulanıp tamir edildiğinde ise G-aenial Universal Flo ve G-aenial hibrit arasında bir fark görülmemiştir (p>0,05).

Grup EF'de Cerec Blok ve Cerasmart G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğinde (16,67±4,41 MPa, 16,33±4,48 MPa), G-aenial hibrite göre (11,21±2,67

MPa,  $12,65 \pm 1,41$  MPa) anlamlı olarak daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir ( $p < 0,05$ ); Shofu Blok HC’de ise G-aenial Universal Flove G-aenial hibrit arasında bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ).

Grup KC ile tamir edilen Cerec Blok ve Cerasmart G-aenial Universal Flo ile G-aenial hibrit arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ). Shofu Blok HC’de ise G-aenial Universal Flo ( $18,29 \pm 4,54$  MPa) G-aenial hibrite ( $10,72 \pm 3,91$  MPa) göre daha yüksek bağlantı dayanımı elde etmiştir ( $p < 0,05$ ).

Grup EL ile tamir edilen Cerec Blok ve Cerasmart’da G-aenial Universal Flo ile G-aenial hibrit arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ). Shofu blok HC’de ise G-aenial Universal Flo ( $15,49 \pm 2,83$  MPa) G-aenial hibrite ( $11,56 \pm 3,06$  MPa) göre daha yüksek bağlantı dayanımı elde etmiştir ( $p < 0,05$ ).

Grup UT’de; Cerec Blok ve Cerasmart G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğinde ( $21,92 \pm 2,78$  MPa,  $13,41 \pm 4,46$  MPa), G-aenial hibrite göre ( $15,31 \pm 3,77$  MPa,  $9,27 \pm 3,38$  MPa) anlamlı olarak daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir ( $p < 0,05$ ); Shofu Blok HC’de ise G-aenial Universal Flo ve G-aenial hibrit arasında bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ).

Örnekler G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğinde;

Grup CT’deki bloklarda en yüksek bağlantı dayanım değerini sırasıyla Cerec Blok ( $22,31 \pm 4,28$  MPa), Cerasmart ( $17,43 \pm 6,71$  MPa) son olarak ise Shofu Blok HC ( $7,74 \pm 1,92$  MPa) göstermiştir; bu üç blok arasındaki farklılıklar anlamlıdır ( $p < 0,05$ ).

Grup EF’deki Cerec Blok, Cerasmart ve Shofu Blok HC arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Grup KC’deki Cerec Blok, Cerasmart ve Shofu Blok HC bağlantı dayanım değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p > 0,05$ ).

Grup EL’de Cerec Blok bağlantı dayanım değeri ( $17,02 \pm 3,60$  MPa) Cerasmart ( $11,65 \pm 2,73$  MPa) bağlantı dayanım değerinden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ( $p < 0,05$ ).

Grup UT’deki bloklar arasında en yüksek bağlantı dayanım değeri Cerec Blok’ta ( $21,92 \pm 2,78$  MPa) elde edilmiştir ( $p < 0,05$ ). Cerasmart ve Shofu Blok HC arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Örnekler G-aenial hibrit ile tamir edildiğinde;

Grup CT'deki bloklarda Cerec Blok ( $22,31 \pm 4,28$  MPa), diğer iki bloktan (Cerasmart ( $7,06 \pm 3,43$  MPa), Shofu Blok HC  $6,26 \pm 3,13$  MPa)) anlamlı derecede yüksek bağlantı dayanım değeri göstermiştir ( $p < 0,05$ ).

Grup EF'deki Cerec Blok, Cerasmart ve Shofu Blok HC arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Grup KC'de Cerasmart ve Cerec Blok arasında anlamlı bir fark bulunmazken Shofu Blok HC'nin ( $10,72 \pm 3,91$  MPa) bağlantı dayanım değeri anlamlı olarak diğer iki bloktan düşük çıkmıştır ( $p < 0,05$ ).

Grup EL'de Cerec Blok ( $18,70 \pm 6,72$  MPa) diğer iki bloktan anlamlı olarak daha yüksek bağlantı dayanım değeri göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Diğer iki blok arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

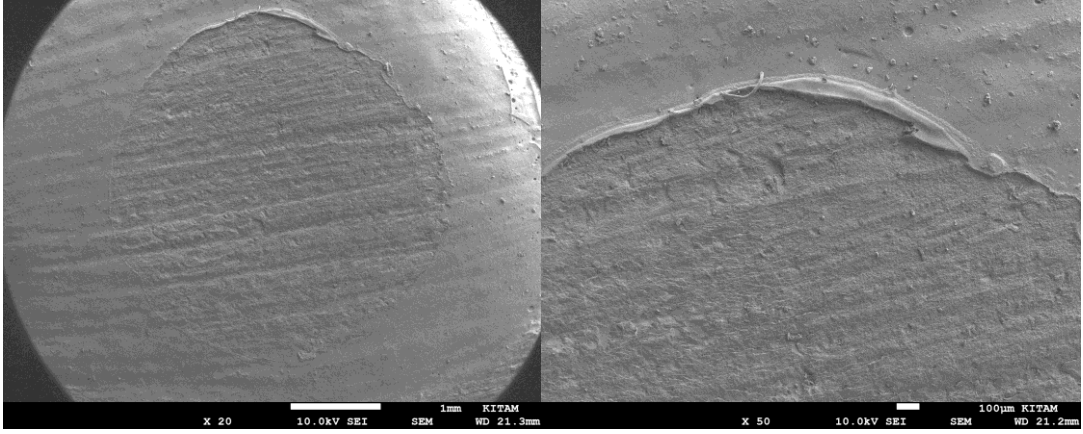
Grup UT'deki bloklar arasında Cerasmart'ın ( $9,27 \pm 3,38$  MPa) bağlantı dayanım değeri diğer iki bloğun bağlantı dayanım değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Diğer iki blok arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ).

Makaslama bağlanma dayanım testi sonrasında örnek yüzeylerinden stereomikroskop ile belirlenen kopma tipleri Tablo 7’de özetlenmiştir.

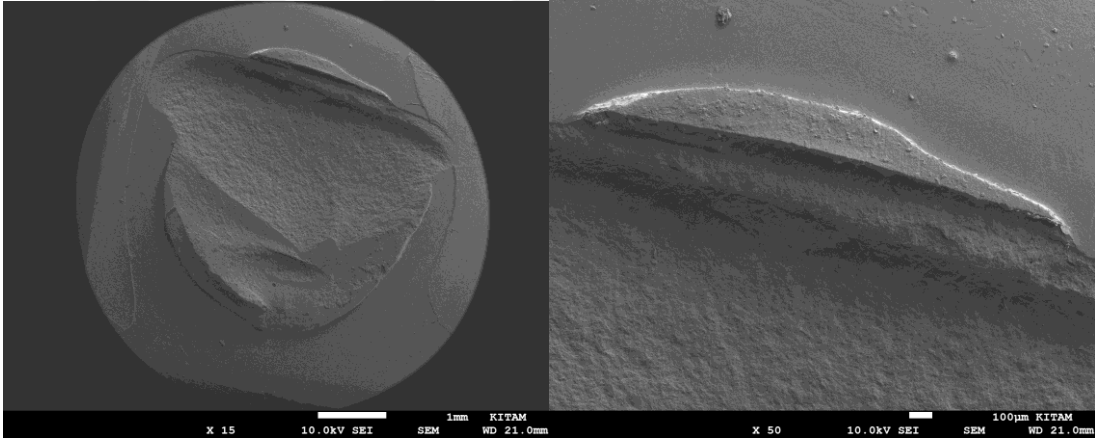
**Tablo 7:** Makaslama bağlanma dayanım testi sonrası oluşan kopma tipleri dağılımı

CAD/CAM bloklar	Yüzey işlemi	Tamir materyali	Kopma Tipleri		
			Adeziv	Koheziv	Mix
<b>Cerec Blok</b>	Grup CT	Akışkan	0	10	0
		Geleneksel	0	7	3
	Grup EF	Akışkan	2	7	1
		Geleneksel	3	5	2
	Grup KC	Akışkan	0	9	1
		Geleneksel	0	8	2
	Grup EL	Akışkan	8	2	0
		Geleneksel	8	2	0
	Grup UT	Akışkan	0	10	0
		Geleneksel	0	7	3
<b>Cerasmart</b>	Grup CT	Akışkan	8	2	0
		Geleneksel	8	2	0
	Grup EF	Akışkan	5	4	1
		Geleneksel	10	0	0
	Grup KC	Akışkan	0	10	0
		Geleneksel	1	9	0
	Grup EL	Akışkan	9	1	0
		Geleneksel	10	0	0
	Grup UT	Akışkan	6	1	3
		Geleneksel	10	0	0
<b>Shofu Block HC</b>	Grup CT	Akışkan	10	0	0
		Geleneksel	10	0	0
	Grup EF	Akışkan	1	9	0
		Geleneksel	5	4	1
	Grup KC	Akışkan	0	10	0
		Geleneksel	4	5	1
	Grup EL	Akışkan	0	8	2
		Geleneksel	1	7	2
	Grup UT	Akışkan	0	10	0
		Geleneksel	0	9	1

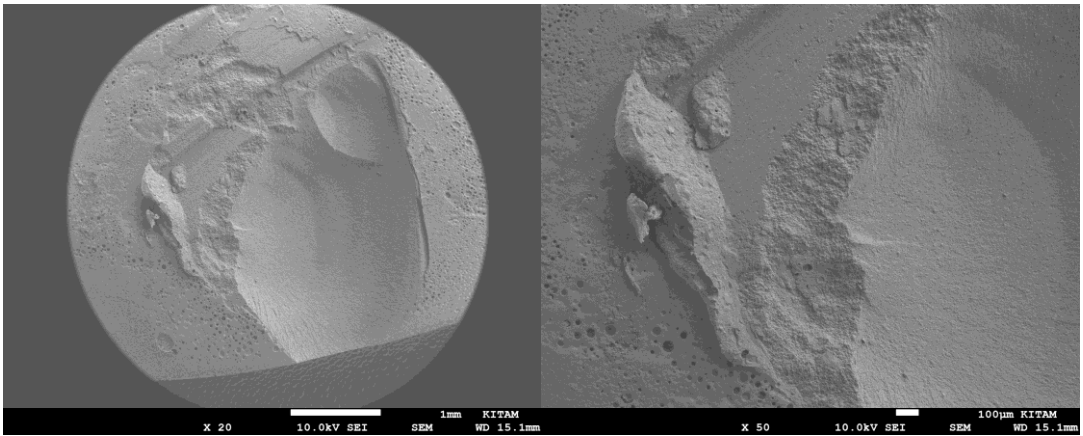
## SEM görüntüleri



Şekil 14: Adeziv kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 ve x50 büyütmedeki SEM görüntüleri



Şekil 15: Koheziv kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 ve x50 büyütmedeki SEM görüntüleri



Şekil 16: Mix kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 ve x50 büyütmedeki SEM görüntüleri

Kopma tiplerini incelediğimizde toplam 300 adet örnekte;

- Koheziv tip kırık:158
- Adeziv tip kırık:119
- Mix tip kırık:23 adet görülmüştür.

Kırık tiplerini bloklara göre sınıflandırdığımızda;

- 100 adet Cerec Blok'ta; 67 koheziv, 21 adeziv, 12 mix tip kırık görülmüştür. Cerec Blok'ta görülen 21 adeziv kırık tipinin 16 tanesi Grup EL'de görülmüştür. Grup EL dışındaki tüm gruplarda koheziv kırık tipi tamir materyali farketmeksizin yüksek bulunmuştur.
- 100 adet Cerasmart'ta; 29 koheziv, 67 adeziv, 4 mix tip kırık görülmüştür. Cerasmart'ta görülen 29 koheziv kırık tipinin 19 tanesi Grup KC'de görülmüştür. Grup KC dışındaki tüm gruplarda adeziv kırık tipi yüksek görülmüştür.
- 100 adet Shofu Blok HC'de; 62 koheziv, 31 adeziv, 7 mix tip kırık görülmüştür. Shofu Blok HC'de görülen 31 adeziv kırık tipinin 20 tanesi Grup CT'de görülmüştür. Shofu Blok HC Grup CT'nin tamamında adeziv kırık gösterirken, Grup UT'nin neredeyse tamamında (19) koheziv kırık göstermiştir.

Kırık tiplerini tamir sistemlerine göre sınıflandırdığımızda;

- Grup CT'deki 60 örnekte; 21 koheziv, 36 adeziv, 3 mix tip kırık görülmüştür. 21 koheziv kırığın 17 tanesi Cerec Blok'ta, 36 adeziv kırığın tamamı Cerasmart ve Shofu Blok HC'de görülmüştür.
- Grup EF'deki 60 örnekte; 29 koheziv, 26 adeziv, 5 mix tip kırık görülmüştür. Cerasmart'ın G-aenial hibrit ile tamir edildiğindeki kırıkların tamamı adeziv, Shofu Blok HC'nin G-aenial Universal Flo ile tamir edildiğindeki kırıkların neredeyse tamamı koheziv tip kırıktır.
- Grup KC'deki 60 örnekte; 51 koheziv, 5 adeziv, 4 mix tip kırık görülmüştür. Her üç Cad/Cam blok grubunda da tamir materyali farketmeksizin koheziv kırık tipi yüksektir.
- Grup EL'deki 60 örnekte; 20 koheziv, 36 adeziv, 4 mix tip kırık görülmüştür.20 koheziv kırığın 15 tanesi Shofu Blok HC'de, 36 adeziv kırığın 35 tanesi Cerec

Blok ve Cerasmart'ta görülmüştür.

- Grup UT'deki 60 örnekte; 37 koheziv, 16 adeziv, 7 mix tip kırık görülmüştür. 37 koheziv kırığın 36 tanesi Cerec Blok ve Shofu Blok HC'de, 16 adeziv kırığın tamamı Cerasmart'ta görülmüştür.





## 5.TARTIŞMA

“CAD/CAM blokların kompozit rezinlerle tamirinde, farklı yüzey işlemlerinin ve farklı tamir materyallerinin uygulanması, makaslama bağlanma dayanımlarını etkilemez.” olarak belirlenen hipotezimiz reddedilmiştir.

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla beraber CAD/CAM sistemlerin inley, onley, kron, vener ve köprü yapımında kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu sistemler, dental seramik restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel yöntemler kadar zaman ve teknik hassasiyet gerektirmemesi nedeniyle diş hekimleri ve teknisyenler için iyi bir alternatif oluşturmaktadır.<sup>189</sup> Hasta ağzından ölçü almadaki kolaylık, döküm işlemlerinin elimine edilmesi, geçici restorasyonlara gerek duyulmaması açısından hızlı ve kolay sistemlerdir.<sup>1,190</sup> Bu sistemlerle kullanılan seramik bloklar endüstriyel olarak daha az hatalı ve daha homojen yapıda üretilmekte; restorasyonun direkt olarak tek bir seansta elde edilmesi, ölçü ve dental model oluşturma aşamasında oluşabilecek boyutsal değişiklikleri önlemektedir.<sup>191-194</sup> Tüm bu avantajları CAD/CAM sistemleri, diğer restoratif seçeneklere göre daha çok tercih edilir hale getirmiştir.

CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişim süreci, diş hekimliğinde pek çok yeni materyalin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu yönlerini bir araya getirmek için yapısal olarak kompozit rezin matriks ve seramik doldurucuları bünyesinde barındıran rezin matriks seramikler en güncel materyallerdir. Bu materyallerde, kompozit rezinlerin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özellikleri ile seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi özellikleri biraraya getirilmiştir. Tamirinin yine benzer kompozit rezinlerle yapımının kolaylığı ve adeziv simanlarla kimyasal olarak uyumlu olmaları avantajlarıdır.<sup>195</sup>

Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir arada sunan rezin matriks seramiklerin özelliklerini incelemek güncel literatürlere konu olmuştur. Albero ve ark.,<sup>196</sup> rezin matriks seramiklerin, diğer seramiklere göre diş dokusuna daha yakın bükülme dayanımı ve elastisite modülü ve daha az sertlik değerleri gösterdiğini bildirmiştir. Bir diğer çalışmada yüksek frezlenebilirliğe sahip oldukları ve lityum disilikat ve zirkonya içerikli materyallerden daha az kopma ve kırılma gösterdikleri tespit edilmiştir.<sup>197</sup> Benzer şekilde Heo ve ark.,<sup>198</sup> lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik CAD/CAM blokların kırılma dayanımlarını karşılaştırmış, rezin

nanoseramik materyalinin daha yüksek kırılma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. El-Damanhoury ve ark.,<sup>199</sup> lityum disilikat, feldspatik ve rezin nanoseramik materyallerinden yaptıkları endokronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmada, rezin nanoseramik materyalinin kırılma dayanımının diğer seramik materyallere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yüksek kırılma dayanımı, rezin nanoseramik materyalinin yapısı gereği rezin matriks içeriğinin kompozit rezin simanlarla daha kolay bağlanabilmesiyle açıklanmıştır.<sup>199</sup> Ayrıca rezin nanoseramik gibi rezin matriks bulunduran seramik materyallerde kırılmaların genellikle tamir edilebilir nitelikte olduğu bildirilmektedir.<sup>199,200</sup>

Dental seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur.<sup>201,202</sup> Yani yapısı esas olarak camdır ve kırılma direncinden yoksundur.<sup>202,203</sup> Tam seramikler ve metal destekli porselen restorasyonları içeren tüm seramik sistemlerde lokal kırık oluşumu en sık gözlenen başarısızlıklardan biridir. 5-yıl takipli bir klinik çalışmada seramik restorasyonlardaki kırık oranı % 4.4 olarak bildirilmiştir.<sup>3</sup> Klinikte kırık durumu ile karşı karşıya kalındığında, restorasyonun yenilenmesi ya da tamiri arasında bir tercih yapılmaktadır. Klinik çalışma şartlarında, mevcut restorasyonun yenilenmesi, diş üzerinde oluşturabileceği travma riski ve pratik olmayan, maliyetli bir yöntem olması gibi dezavantajlara sahiptir. Halbuki ağız içi tamir süreciyle hastanın harcayacağı zaman ve maliyet en aza indirgenerek, restorasyon eski görünümüne ve sağlamlığına kavuşabilmektedir.<sup>4</sup>

Tamir edilmiş seramik restorasyonların klinik başarısı, uzun ömürlülüğü ve estetiği, seramik ve tamir materyali arasındaki bağlantının kalitesine ve dayanıklılığına bağlıdır. Başarılı bir adezyon için mekanik ve kimyasal bağlantının birlikte sağlanabildiği bir onarım protokolü gerekmektedir.<sup>204</sup> Bu amaçla seramik yüzeyine uygulanan pek çok yüzey işlemi geliştirilmiş ve değerlendirilmiştir. Bu protokoller; asit ile pürüzlendirme (hidroflorik asit, asitlendirilmiş fosfat florür ve fosforik asit) frez ile mekanik pürüzlendirme, silan uygulamaları, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplamalarını içerir.<sup>7-15</sup> Bununla birlikte, olumlu klinik sonuçları garanti eden, etkili bir onarım sistemi üzerine klinisyenler arasında bir fikir birliği yoktur.<sup>13</sup>

Bilgisayar destekli tasarım/üretim sistemi ile üretilen seramik materyallerin kullanımlarının yaygınlaşması, kırılma direnci, dayanıklılığı ve klinik ömrü açısından

endişeleri arttırırken, ağız içi tamir prosedürlerini de gündeme getirmiştir. CAD/CAM materyallerinin üretimi sırasında kullanılan yüksek ısı ve yüksek basıncın, materyale yüksek homojenite sağlamasının yanında, kompozit rezinlerin yüzeye bağlanmasında zorluk yaratabileceği düşünülmüştür.<sup>205</sup> CAD/CAM bloklarının ağız içi tamir prosedürü, materyale uygulanan yüzey şartlandırma işlemleri sonrası eksik kısmın kompozit rezinle tamamlanması esasına dayanmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda CAD/CAM restorasyonların ağız içi tamirinde kullanılan metodların kıyaslanarak, en etkili yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda farklı firmalar tarafından geliştirilen nanoseramik (Cerasmart) ve hibrit seramik yapıda (Shofu Blok HC) rezin bazlı seramikler ve feldspatik cam seramik (Cerec Blok) olmak üzere 3 farklı özellikteki CAD/CAM restorasyon materyali değerlendirilmiştir. CAD/CAM blokları yaşlandırma işlemi uygulanmasının ardından çeşitli yüzey işlemleri ile ( $Al_2O_3$  kumlama, lazer ile pürüzlendirme, hidroflorik asit ile pürüzlendirme, ortofosforik asit ile pürüzlendirme, frez ile pürüzlendirme) pürüzlendirerek, aynı firmanın iki farklı viskozitedeki kompozit materyali ile tamir edilmiş ve ardından makaslama bağlantı dayanımı değerleri ölçülmüş, kopma tipleri incelenmiştir.

Ağız içi ısısı yeme içme ve nefes alma gibi sebeplerden dolayı sürekli değişkenlik gösterir. Literatür incelendiğinde  $0^{\circ}C$  ile  $60^{\circ}C$  arasında sıcaklık değişikliklerinin olabildiği görülmektedir. Dişlere göre daha fazla büzülme/genleşme katsayısına sahip restorasyonlarda sıcaklık değişimlerine bağlı olarak görülen boyutsal farklılıklar diş ile restorasyon arasındaki bağlantıda bozulmaya sebep olmaktadır.<sup>206,207</sup> In vitro çalışmalarda ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerinin taklit edilmesi amacıyla yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır.<sup>208</sup> Bu yöntemler arasında en kabul görenler termal döngü işlemi ve sabit ısıda uzun süreli suda bekletme metodudur. Termal döngü işlemi ağız içi sıcaklık değişimlerini en iyi taklit edebilen ve bu sebeple en sık kullanılan yapay yaşlandırma metodudur.<sup>190,209-211</sup> Termal döngü uygulamalarında banyo tanklarının sıcaklığı, döngü sayısı ve örneklerin suda kalma süreleri konusunda bir standart yoktur. Termal döngü işlemindeki ısı aralığının alt limiti suyun donma derecesi, üst limiti ise suyun buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler olarak kabul edilmiştir. Dişlerin normal yemek yeme anındaki değişimlerinin incelendiği bir çalışmada suyun donma ısısı olan  $0^{\circ}C$ 'lik sıcaklığın ağız içi yumuşak ve sert dokuları için çok düşük bir sıcaklık değeri olduğu ve tüketilen hiçbir gıdanın  $0^{\circ}C$ '

den daha düşük olmadığı bildirilmiştir.<sup>212</sup> Başka bir çalışmada ise sıcak bir gıdanın tüketimi sırasında ağız içinde oluşan sıcaklığın 43-53 °C olduğu rapor edilmiştir.<sup>213</sup> Bütün bunların ışığında, termal döngü işlemi uygulanan bir çok çalışmada kullanılması gereken ısı aralığı 5-55°C olarak bildirilmiştir.<sup>214-216</sup>

Termal siklüs sayısı ele alındığında ise, araştırmalar ISO standartlarının önerdiği 500 döngü sayısını, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için yeterli bulmayıp, ancak 10000 döngünün bir materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına denk geldiğini bildirmişlerdir.<sup>217</sup> Leibrock ve ark. ise 5-55 °C arasında 6000 ile 12000 kez termal döngü uygulamasının bağlanma dayanımı sonuçları açısından bir fark oluşturmadığını bildirmiştir.<sup>218</sup> Tüm bu araştırmalar göz önünde bulundurularak, çalışmamızdaki örneklere, ağız içinde 6 aylık kullanımlarına denk gelecek şekilde, minimum ve maksimum ısıları 5°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) ve 55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) olan banyo solüsyonlarında 30 saniye bekletme süresiyle, 5000 kez termal döngü işlemi uygulanmıştır.

Seramikler ve rezin bazlı materyaller arasındaki bağlantının test edilmesinde birçok bağlanma testi önerilmekle birlikte, bu yöntemlerden en sık kullanılanları makaslama ve çekme testleridir. Gerilim testlerinin kullanıldığı çalışmalarda testin uygulanması sırasında stres dağılımlarının düzensiz olduğu bildirilmiştir.<sup>219</sup> Makaslama bağlanma dayanımı testi, kolay uygulanabilir olması, hızlı sonuçlar vermesi ve klinik durumu doğru şekilde yansıtması nedeniyle bağlanma dayanımının değerlendirildiği birçok çalışmada kullanılmıştır. Bu test, adezivle bağlanan iki materyalin arayüzeyinden kopma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanan bir yöntemdir.<sup>220</sup> Arayüze uygulanan kuvvetin homojen dağılmaması ve simanda oluşan polimerizasyon büzülmesinin göz önünde bulundurulmaması makaslama testlerinin dezavantajı olarak bildirilmiştir.<sup>221,222</sup>

Makaslama testlerinde standardizasyonu sağlamak ve doğru sonuçlar elde edebilmek için testte kullanılacak bıçak ucunun şekline, temas açısına ve yaklaşım hızına dikkat etmek gerekir. Bıçak ucunun tek bir noktadan teması hatalı sonuçlara neden olabilir. Bu sebeple sivri uçlu bıçaklar yerine ucu künt bir ayırıcı bıçak kullanılması önerilmektedir.<sup>223</sup> Testte kullanılacak ucun yaklaşım hızı ISO/TS 11405 standartlarında  $0.75 \pm 0.30$  mm/dk olarak belirtilmektedir. Bu değerlerin üzerindeki hızların anormal stresler oluşturup materyal içinde koheziv kırıklara yol açtığı ve bu sebeple bağlantı dayanımının doğru tespit edilemediği rapor edilmiştir.<sup>224</sup> Yapılan

çalışmaların büyük çoğunluğunda bıçak sırtı şeklinde künt ayırıcı uç kullanılmış ve ucun yaklaşım hızı ISO standartlarına uygun şekilde 0.5-1 mm/dk olarak belirlenmiştir.<sup>215,216,225</sup> Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığı düşünülen makaslama testi tercih edildi. Bıçak sırtı şeklindeki künt ayırıcı ucun yaklaşım hızı 0,5 mm/dk olarak belirlenerek makaslama test düzeneğinin standardizasyonu sağlandı.

Günümüzde etkin rezin-seramik bağlantısı için arayüzeylerde mekanik ve kimyasal bağlantının birlikte sağlanmasına odaklanılmıştır. Bu nedenle tamir materyalinin seramik yapıya istenen bağlantıyı sağlayabilmesi için klinikte kullanılan tüm adeziv sistemler, tamir edilecek seramik yüzeyinin düzenlenmesini gerektirirler.<sup>226</sup> Mekanik bağlanma, yüzey pürüzlendirme ile elde edilen mikro mekanik kilitlenme yoluyla gerçekleşir. Mekanik retansiyonu sağlamak amacıyla  $Al_2O_3$  tozu veya silika bağlı  $Al_2O_3$  tozu ile kumlama, elmas frez, hidroflorik asit, fosforik asit veya lazerle pürüzlendirme işlemleri uygulanmaktadır. Kimyasal bağlanma içinse silanizasyon ve adeziv primerler kullanılmaktadır.<sup>227-231</sup> Silan bağlayıcı ajanlar seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini ve düşük viskoziteli adeziv rezin simanların akışkanlığını artırarak seramik ve adeziv rezin siman arasında kimyasal bağlar oluşturan bifonksiyonel moleküllerdir. Dental silanlar tipik olarak 3-metakrilolpropiltrimetoksisilan içerirler. Silanlar tek komponentli önceden aktive olmuş şekilde ya da iki komponentli karıştırılması gereken sistemler şeklinde olabilirler.<sup>2</sup>

Cekic-Nagas ve ark.,<sup>215</sup> hibrit seramik materyallerle yaptıkları çalışmada bağlantı için silan bağlayıcı ajanın mutlaka kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Elsaka'nın<sup>214</sup> çalışmasında Vita Enamic (polimer infiltre hibrit seramik) için silan kullanımının bağlantıyı belirgin şekilde arttırdığı görülmüştür. Barutçigil ve ark.,<sup>216</sup> Vita Enamic seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini silan uygulanan grupta bulmuş ve silan bağlayıcı ajan uygulanması gerekliliğini belirtmişlerdir. Kussano ve ark.,<sup>232</sup> seramik-kompozit bağlantısı açısından silan kullanımının, asitle veya kumlama ile pürüzlendirme işlemlerinden bile daha önemli olduğunun üzerinde durmuşlardır. Bu araştırmalar değerlendirildiğinde, seramik yüzeylerin asit veya mekanik işlemlerle pürüzlendirme yöntemleri konusunda fikir birliği oluşmamasına karşın, silan uygulamasının temel bir uygulama olarak görüldüğü

sonucuna varılmıştır. Bu nedenle çalışmamızda tüm yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında silan ajanları kullanılmıştır.

% 5-10'luk hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi, seramik restorasyon ve rezin arasında bağlantıyı arttırmak amacıyla seramiklerde en çok tercih edilen kimyasal yöntemlerden biridir.<sup>233</sup> Hidroflorik asit (HF), silisyum içeren camsı matris ile reaksiyona girer ve restoratif materyalin camsı veya kristal fazını seçici olarak uzaklaştırır. Böylece seramik yüzeyinde mikroretantif alanlar oluşturur. Bu şekilde silan uygulandığında hem silanın yayılacağı ve etki göstereceği alan artar hem de oluşan mikroretantif alanlara rezin siman dolar ve bağlantı sağlanır.<sup>234</sup>

Hidroflorik asit ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının, tam seramik restorasyon ve kompozit rezin arasındaki bağlantı direncini arttırdığı ancak yüksek kristalin yapısından dolayı asit uygulamasına dirençli olan zirkonyum ve alümina seramiklerinin bağlantı dirençlerini etkilemediği bildirilmiştir.<sup>235-238</sup>

Shiu ve ark.,<sup>239</sup> feldspatik seramik örneklerin rezin simanla olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada, en yüksek bağlantı direnci değerlerini %10'luk HF asit uygulanan örneklerde tespit etmişlerdir. El-Damanhoury ve Gaintantzopoulou<sup>199</sup>, hidroflorik asit ile pürüzlendirmeyi takiben silan uygulamasının, cam seramik materyallerin yüzey hazırlık işlemleri için altın standart olarak belirtmişlerdir. Bu çalışmada da benzer sonuçlar bulunmuş, feldspatik seramik bir blok olan Cerec blokların akışkan kompozit ile tamirinde en yüksek bağlanma direnci gösteren gruplardan biri HF asit ile pürüzlendirme yapılan Grup UT olmuştur. HF asit uygulamasının, silanizasyonla birlikte bağlantı direncini oldukça arttırdığını bildiren başka çalışmalar da mevcuttur.<sup>214,240</sup>

Diğer yandan HF asitin toksik özellikleri nedeniyle ağız içerisindeki kullanımları tartışmalıdır. Bazı tamir kitlerinde alternatif olarak %35-40'luk fosforik asit kullanılmaktadır.<sup>241</sup> Araştırmalar, fosforik asitle yüzey pürüzlendirme işleminin, hidroflorik asite göre çok daha sığ retantif alanlar ve daha düşük bağlanma dayanımı değerleri açığa çıkardığını göstermiştir.<sup>242</sup> Peumans ve ark.,<sup>2</sup> kullanılan asit tipinin bağlantı dayanımını etkilediğini, hidroflorik asitin fosforik asite göre bağlantıyı belirgin derecede arttırdığını bildirmişlerdir. Elsaka,<sup>243</sup> hibrit seramik materyallere metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirmiş, hidroflorik asitin fosforik asite göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini tespit etmiştir. Bizim

çalışmamızda da özellikle Shofu bloklarda HF asit ile pürüzlendirme yapılan Grup UT, fosforik asitle pürüzlendirme yapılan Grup CT'ye göre anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bununla ilgili olarak, Shofu blok üreticilerinin fosforik asit kullanımını yüzey pürüzlendirme işleminden ziyade, pürüzlendirme sonrası silan uygulamasına geçmeden önce etkili bir temizleme yöntemi olarak önerdikleri, bu nedenle iyi bir bağlantı için yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak yetersiz kaldıkları söylenebilir.<sup>244</sup>

Yüksek dirençli seramik materyallerinde yüzey değişikliğini sağlamak amacıyla kullanılan bir diğer yöntem  $Al_2O_3$  partikülleri ile kumlama işlemidir.<sup>245</sup> Kumlama işlemi sırasında farklı ebatlardaki  $Al_2O_3$  partikülleri belirli bir basınçla seramik yüzeyine uygulanır. Bu partiküller kontamine gevşek tabakayı seramik yüzeyinden uzaklaştırır ve mekanik bağlantıyı sağlayacak pürüzlü bir yüzey oluşturur.<sup>149</sup> Birçok *in vitro* çalışmada  $50\mu m$ 'den  $100\mu m$ 'ye kadar farklı büyüklüklerde  $Al_2O_3$  partikülleri kullanılmıştır.<sup>246-248</sup> Ancak bazı çalışmalar, partikül büyüklüklerindeki farklılıkların ve uygulama süresinin faz transformasyonuna neden olacak yüksek basınç oluşturduğunu, mikro çatlakların oluşumunu hızlandırdığını ve seramiğin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini göstermiştir.<sup>249,250</sup> Kumlama işlemi esnasında, cam ve seramiğin parlaklığı ve elastisitesine bağlı olarak, eğer vuruş enerjisi düşükse toz partiküller materyal üzerinde kırıklara neden olacak stresler oluşturur. İki veya daha fazla mikro çatlakın birleşmesi, bir başka partikül vuruşu yada seramiğin elastik tepkisinin etkisiyle, materyalden ufak parçaların uzaklaşmasına neden olur.<sup>251</sup> Literatür taraması sonucunda, birçok seramik çeşidinde mikromekanik retansiyon sağlamak amacıyla kumlama prosedürünün,  $50\mu m$  partikül büyüklüğüne sahip  $Al_2O_3$  partikülleri ile gerçekleştirildiği sonucuna varılmış ancak kumlamanın süresi, kumlama cihazı ucunun mesafesi ve kullanılan basınçla ilgili değişkenlik görülmüştür.<sup>252,253</sup> Çalışmamızda 1 bar basınç ve  $50\mu m$   $Al_2O_3$  partikülleriyle hibrit seramiklerde yapılan kumlamanın, ciddi kusurlara neden olmadan pürüzlülük değerlerinde önemli bir artış sağladığını bildiren çalışma esas alınmıştır.<sup>254</sup> Kumlamanın süresi, kumlama cihazının mesafesi için Barutçigil ve ark.'nın benzer şekilde hibrit bir CAD/CAM blokta bağlanma dayanımı açısından kabul edilebilir, yüzey pürüzlülüğü açısından en yüksek değerleri elde ettikleri,  $Al_2O_3$  partiküllerinin 20 sn süreyle, 10 mm uzaklıktan uygulandığı prosedür benimsenmiştir.<sup>216</sup>

Elmas frezle yüzey aşındırması genel olarak kumlamanın yapılamadığı ağız içi işlemlerde tercih edilmesi gereken bir yöntemdir.<sup>255</sup> Kumlama veya elmas frezle pürüzlendirme sonrasında bağlantı sadece oluşan mikromekanik boşluklara bond ajanlarının yapışması ile meydana gelmektedir. Ayrıca elmas frezle pürüzlendirme sonrası oluşan kümülatif negatif etkiler, düzenli yüklemeler ve suyun hidrolitik etkisi, seramiğin kompozitle olan adezyonunu olumsuz etkilemekte ve diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında fraktür oluşumunu arttırdığı düşünülmektedir.<sup>256</sup>

Kassotakis ve ark.<sup>257</sup> ile Frankenberger ve ark.<sup>258</sup>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleriyle kumlama tekniğinin hibrit seramik materyallerini pürüzlendirmede en etkili yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bankoğlu Güngör ve ark.<sup>225</sup>, Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart seramik materyallerine 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partiküllerini 4 bar basınçla 10 sn süreyle 10 mm uzaklıktan uygulamışlar ve bu pürüzlendirme tekniğini frezle ve %9,6 hidroflorik asit+silan uygulamasıyla karşılaştırmışlardır. En yüksek pürüzlülük değerlerine frez uygulamasının yol açtığı, termal siklus uygulanmış bloklarda Lava Ultimate için tüm yöntemlerin, GC Cerasmart içinse kumlama ve frezle pürüzlendirme işlemlerinin bağlanma direncinde belirgin bir artış sağladığı rapor edilmiştir. Duzyol ve ark.<sup>259</sup>, Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleriyle kumlama işlemini %5 hidroflorik asit ve cojetle pürüzlendirme ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleriyle kumlama grubunda bulunduğunu bildirmişlerdir. Bunun yanında Stawarczyk ve ark.<sup>260</sup> hidroflorik asitin, kumlama işlemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini ancak bu farkın anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Aynı şekilde hibrit seramik materyallerde, kumlama ve hidroflorik asiti karşılaştıran bir araştırmacı da, yöntemlerin tek başlarına veya silan uygulamasıyla birlikte kullanımlarının benzer bağlanma dayanım değerleri verdiğini bildirmiştir.<sup>214</sup> Bizim çalışmamızda da önceki çalışmalara benzer olarak hibrit bir blok olan Cerasmart tamir materyali farketmeksizin en yüksek bağlanma dayanımını Grup KC'de göstermiştir. Diğer rezin bazlı blok olan Shofu Blok HC için de en yüksek bağlanma dayanımı kumlama grubunun akışkan kompozitle tamir edilen örneklerinde elde edilmiş ancak Grup CT hariç hiçbir grupta anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Frezle pürüzlendirme ele alındığında ise özellikle Cerec bloklar(13,94±4,52) için en düşük bağlanma dayanımı değerleriyle sonuçlanmıştır. Bu durum, frez uygulamasının yüzey



pürüzlülüğünü arttırsa da, bağlanma direnci için aynı etkiyi oluşturmadığını bildiren çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur. Bunun nedeni olarak frez uygulanan seramik yüzeylerin SEM görüntülerinde andırkat ve pörözite içermeyen makro boyutta düzensizliklere rastlandığı ancak iyi bir bağlantı için yüzey pürüzlülüğünden çok geometrik karakteristiğin önemli bir faktör olması gösterilmiştir.<sup>261</sup>

Atsu ve ark.<sup>262</sup> kumlama uygulanmış seramik örnekleri üzerinde, silika kaplama işlemi, MDP içeren bond sistemi ve silanizasyon uygulaması sonrası bağlantı dirençlerini karşılaştırmış, silika kaplanmış MDP bond kullanılan ve silanizasyon uygulanan örneklerin, kontrol grubundan ve sadece silika kaplanmış örneklerden anlamlı derecede yüksek bağlantı direnci değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bazı yazarlar, MDP içeren rezin yapıştırma simanı ve MDP içeren bond ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının, kumlama uygulanmış zirkonyum ve alüminyum oksit seramiklerinde güçlü bir adezyon sağladığını ifade etmişlerdir.<sup>176,248</sup>

Bu çalışmada kullandığımız Clearfil tamir seti, MDP bazlı adeziv ve MPS silan içermektedir. Primer içerisinde bulunan silan bağlayıcı ajanı seramik yüzeyin ıslanabilirliğini arttırarak, seramik kompozit rezin arasındaki bağlantıyı güçlendirmektedir.<sup>263</sup> Çalışmamızda Clearfil tamir prosedürü özellikle Cerec bloklarda ve tamir materyali olarak akışkan kompozit tercih edildiği durumlarda bağlanma dayanım değerlerini arttırmıştır. Grup CT’de fosforik asit kullanılmasına rağmen bağlantı dayanımının artması kullanılan MDP bazlı adeziv ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Lazer ile pürüzlendirme işlemi, seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılabilen yüzey işlemlerinden bir diğeridir ve dental lazerlerin biyolojik dokulardaki etkilerini kimyasal ve termal etkiler şeklinde iki grupta toplamak mümkündür. Lazer ışınının fotokimyasal etkisi, doku tarafından absorbe edilerek molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişmesi şeklinde gerçekleşir. Termal etkide ise dokuda koagülasyon ve buharlaşmalar meydana gelmektedir. Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesindeki etki de termal etkidir. Seramik yüzeyine uygulanan lazer, yüzeyde buharlaşmalar meydana getirip, pürüzlü bir yüzey oluşmasını sağlar.

Diş hekimliğinde seramik yüzeylerinde lazer kullanımıyla ilgili yapılan ilk çalışma Folwaczny ve ark.<sup>264</sup> tarafından 1998’de yapılmıştır. Bu çalışmada seramik yüzeyine eximer lazer uygulanmış ve yüzeyde sıcaklık nedeniyle ergime meydana

geldiği belirtilmiştir. Daha sonra yapılan çalışmalarda CO<sub>2</sub> lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer de seramik materyallerin yüzey pürüzlendirmesinde kullanılmıştır.

Er:YAG lazer dental yapılarla iyi bir etkileşim içerisinde olduğundan seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır. Er: YAG lazerin dalga boyu 2940 nm'dir ve su tarafından iyi absorbe edilir. Ancak hiçbir lazer dokuda tamamen su tarafından absorbe edilmemektedir.<sup>239</sup> Er:YAG lazer ablasyon adı verilen yöntemle yüzey üzerinde mikro patlamalar ve buharlaştırma meydana getirerek, partiküllerin yüzeyden uzaklaşmasını sağlamaktadır. Ancak lazer uygulaması esnasında ısınma ve soğuma gibi lokal ısı değişiklikleri materyale zarar verecek internal gerilmelere yol açar. Seramiğin mekanik özellikleri üzerinde sıcaklıkta meydana gelen bu değişiklikler faz transformasyonu gibi negatif etkiler meydana getirebilir.<sup>265</sup>

Cavalcanti ve ark.<sup>233</sup> yaptıkları çalışmada, 4 W ve 6 W çıkış gücünde yapılan Er:YAG uygulaması sonrası seramik materyalleri yüzeyinde erime, madde kaybı ve derin çatlakların meydana geldiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, örnek yüzeylerinin ışık mikroskopunda incelenmesi sonucu, muhtemelen lazer uygulaması esnasında meydana gelen ısınma ve su soğutması arasındaki farklılığa bağlı olarak renk değişikliklerinin olduğunu bildirmişlerdir.

Gökçe ve ark.<sup>266</sup> yaptıkları çalışmada lityum bazlı seramikler için 3 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulamasının uygun bir pürüzlendirme sağladığını bildirmişlerdir. Kürklü ve ark. yaptıkları çalışmalarda SEM görüntü analizleri sonrasında zirkonya örnekler için 3 W çıkış gücünün yeterli bir pürüzlendirme sağladığını, daha yüksek parametrelerde örnekler üzerinde makro çatlakların oluştuğunu tespit etmişlerdir. Porselen örnekler üzerinde ise 1 W çıkış gücünün yeterli pürüzlendirme oluşturduğunu, daha yüksek parametrelerin ise porselen yüzeyinde erimeye neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında ise pürüzlendirme, 45° derece açı ile 1 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulaması ile gerçekleştirilmiştir.

Ferreira ve arkadaşları<sup>164</sup>, feldspatik seramik yüzeylerine uygulanan alternatif sistemleri, 50 µm boyutunda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ve %10'luk HF asit uygulamasını içeren geleneksel yöntemlerle karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama + Nd:YAG ve kumlama + Er:YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinin benzer olduğu sonucuna varmışlardır. Ural ve ark.,<sup>267</sup> zirkonyum seramik yüzeyleri ile rezin

siman arasındaki bağlantı direncini değerlendirdikleri çalışmalarında, % 9.6 HF ve 110 µm boyutundaki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikül uygulamasının seramik örnekler için olan bağlantıyı arttırdığı ancak yalnızca CO<sub>2</sub> lazer uygulanan grubun belirgin farklılıklara yol açtığını ifade etmişlerdir.

Akyıl ve arkadaşları,<sup>170</sup> asitle ve lazerle pürüzlendirdikleri feldspatik seramik yüzeyiyle tamir kompozit rezini arasındaki makaslama kuvvetini ölçmüşler ve en yüksek değerleri % 9.5 HF asit uygulanan, en düşük değerleri Er:YAG uygulanan örneklerde bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da akışkan kompozit uygulanan Cerec blokların bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında Grup UT'de, Grup EL'ye göre anlamlı derecede yüksek değerler elde edilmiştir.

Çelik ve ark.,<sup>268</sup> tribokimyasal kaplama ve lazer pürüzlendirme (Nd:YAG) yöntemlerini 3 farklı hibrit blok materyalinde karşılaştırmış, bu yöntemlerin uygulanan materyale göre farklılık gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde deney gruplarından birini Cerasmart hibrit materyali oluştururken, silanizasyon için MPS silanı ve MDP bazlı adeziv kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda yalnızca kimyasal prosedürle bile herhangi bir fiziksel işleme gerek duyulmadan neredeyse yeterli bağlanma değerlerinin elde edildiği, Cerasmart için her iki yöntemle de bağlanma dayanımında belirgin artış sağlandığı bildirilmiştir.

Barutçigil ve ark.,<sup>216</sup> hibrit seramik materyalde Er:YAG lazer, cojet, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleriyle kumlama, hidroflorik asit ve sadece silan uygulamasının bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda tüm yüzey işlemlerinin 8.76-10.73 MPa arasında değişen değerlerle, kabul edilebilir ve artmış bağlanma dayanımı gösterdiğini ancak silan uygulanan grup dışında hiçbir yüzey pürüzlendirme yönteminin, herhangi bir işlem uygulanmamış olan kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanım düzeyleri genel olarak ele alındığında bu değerlerin 22,31±4,28 ve 6,26±3,13 MPa arasında seyrettiği görülmektedir. Araştırmalarda ağız içi tamir materyalleri için gerekli olan bağlanma dayanımı değerlerinin, çiğneme kuvvetleri de dikkate alındığında en az 8-9 MPa olabileceğini bildirilmiştir.<sup>269</sup> Buna göre çalışmamızdaki değerler, pürüzlendirme aşamasında fosforik asitin kullanıldığı tamir prosedürünün uygulandığı birkaç grup dışında, bu değerleri karşılamaktadır.

Seramik yüzeyine uygulanan pürüzlendirme yöntemleri, kullanılan bloklar ve tamir materyallerinden bağımsız olarak kendi içlerinde karşılaştırıldığında, en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Grup KC'de bulunmuştur. Bunu sırasıyla Grup UT, Grup EF, Grup EL ve Grup CT takip etmiştir. Grup UT ve Grup KC arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Kimmich ve ark.'nın<sup>270</sup> derleme çalışmalarında yaptıkları literatür taraması da bizim sonucumuzu destekler şekilde en başarılı seramik-kompozit rezin bağlantısının hidröflorik asit uygulaması ve kumlama işlemini takiben silan kullanılmasıyla elde edildiğini göstermiştir.

Seramik kırıklarının tamirinde uygun renkte estetik görünüm ve kolay manipüle edilebilmeleri gibi avantajları nedeniyle sıklıkla kompozit rezinler kullanılmaktadır. Tamir için kullanılacak kompozit rezinin, iyi bir seramik arayüzey bağlantısı sağlaması için minimal termal ekspansiyon katsayısına sahip olması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi beklenmektedir. Ağız içi tamir işlemlerinde, kompozit rezinin seramiğe olan bağlanma dayanımını etkilediği bildirilen bir diğer faktör de kullanılan rezin materyalin tipi olmuştur. Tamir kompozitinin doldurucu içeriği yanında, partikül boyutu da başarısını etkileyebilmektedir.<sup>149</sup> Tamir materyali olarak, nanohibrit ve mikrohibrit tipte kompozitlerin karşılaştırıldığı, kendinden adezivli kompozitlerin değerlendirildiği farklı çalışmalar mevcuttur. Ancak nanohibrit ve mikrohibrit tipte kompozitlerin bağlantısını karşılaştıran bir çalışmada seramik yüzeyine olan bağlanma dayanımı açısından bir farka rastlanmamıştır.<sup>271</sup> Kendinden adezivli kompozitlerin değerlendirildiği bir çalışmada da yüzeye uygulanan işlemler farketmeksizin bu kompozitlerle yapılan bağlantı düşük dayanım değerleriyle sonuçlanırken, bir diğerinde hidröflorik asitle kombinasyonları, karşılaştırıldığı konvansiyonel akışkan tipte kompozite göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamıştır.<sup>261</sup> Bu iki çalışmadaki farklı sonuçlar lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik materyalinin, feldspatik seramikle karşılaştırıldığında daha yüksek olan kristal içeriğinin, adeziv monomerlerin camsı matrikse etkisini sınırlandırmasıyla açıklanmıştır.<sup>272</sup> Bununla birlikte literatürde akışkan tipte bir kompozitin reolojisinin, rezin seramik hibrit materyallerdeki tamir başarısına etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda kompozit rezin tamir materyali olarak hibrit (G-aenial Anterior) ve mikrohibrit tipte bir akışkan kompozit (G-aenial Universal Flo) olmak üzere iki farklı materyal tercih edilmiştir. Doldurucu partiküllerin boyutlarına göre farklı tipteki

kompozitlerin değerlendirildiği ve iyi bağlantı sağlandığında bağlanma dayanımı açısından kompozitler arasında bir fark oluşmadığı bildiren çalışmanın aksine bizim çalışmamızda Cerec ve Cerasmart örnekleri için Grup EF, Grup CT ve Grup UT'de tamir materyalinin akışkan formda olması belirgin farklılıklara yol açmıştır. Ancak bizim çalışmamızdan farklı olarak, bu çalışmada tamir için kullanılan kompozitler, partikül boyutu açısından farklılıklar gösterse de her ikisi de yüksek viskoziteli materyallerdi. Bizim çalışmamızdaki tamir materyali olarak akışkan kompozit kullanıldığında artan bağlanma dayanımı değerleri, daha önceki çalışmalarda kanıtlanmış artmış adaptasyon özellikleriyle açıklanabilir.<sup>273,274</sup>

Günümüze kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde, seramik ve adeziv siman arasındaki kopma yüzeylerinin başarısızlık tiplerinin belirlenmesinde, makaslama veya çekme bağlantı dayanımı testini takiben kopma yüzeyinin genellikle ışık mikroskobu (stereomikroskop) veya Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile değerlendirildiği görülmüştür.<sup>214,215,225,258</sup> Çalışmamızda makaslama testi bulgularının elde edilmesinin ardından meydana gelen kopma tiplerinin incelenmesi için 20X ve 50X büyütmede stereomikroskop kullanılmıştır ve temsili olarak da SEM görüntüleri elde edilmiştir. SEM elektronları kullanarak görüntü elde eden güçlü bir mikroskoptur. SEM tekniği görüntülerde alan derinliği sağlarken, yüzey topografisi hakkında bilgi verir. Birçok çalışmada seramik yüzeylerinin morfolojisinin, yüzey işlemlerinin neden olduğu mikroyapısal değişikliklerin, seramik-rezin bağlantısı ve kopma tiplerinin değerlendirilmesi için SEM analizleri kullanılmıştır.<sup>275,276</sup> Yüzeylerdeki kırılma modelleri adeziv, kohesiv ve mix kopma şeklinde sınıflandırılmıştır.

Kopma tipi analizi bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda oldukça önemli bir parametredir. İncelenen kopma tipleri kullanılan seramik materyalin ve tamir materyalinin klinik performansı hakkında bilgi verir. Koheziv tip kopma, seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantının, seramiğin veya rezinin kendi içindeki bağlantıdan daha güçlü olduğunu gösterir.<sup>271</sup> Değerlendirme sonunda %52,6 oranıyla en çok koheziv tip kopma, %39,6 ile adeziv tip kopma ve %7,6 oranı ile en az mix tip kopma tespit edilmiştir.

Çalışmamızda feldspatik seramik olan Cerec blok da en fazla kohesiv tip kopma (%67) görülmüştür. Cerec bloğun en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği Grup UT ve Grup CT'de kopma modellerinin çoğunlukla koheziv tipte olduğu tespit edilmiştir.

Cerec blokta görülen adeziv tip kopmalar (%21) Grup EL ve Grup EF’de dağılım göstermektedir. Bu sonuç lazerle pürüzlendirme ardından akışkan kompozitle tamir edilen ve elmas frezle pürüzlendirmenin yapıldığı her iki materyal tipi (akışkan ve geleneksel tamir materyalleri) için de nispeten düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesi nedeniyle beklenen bir durumdur. Bu veriler Atsu ve ark.<sup>262</sup>, bağlanma kuvvetine göre kopma tiplerini inceledikleri çalışmalarında, düşük bağlantı dayanımı gösteren gruplarda adeziv tip kopmanın daha çok görüldüğünü, daha yüksek bağlanma dayanımı görülen gruplarda ise koheziv ve miks tip kopmaların çoğunlukta olduğunu belirttiği sonuçlarıyla uyumludur.

Çalışmamızda, Cerasmart blokta görülen kopma modellerinin büyük bir bölümünü adeziv tip kopma (%67) oluşturmaktadır. Aynı zamanda Ultradent tamir prosedürünün uygulandığı seramik yüzeylerindeki adeziv tip kopmaların hepsi Cerasmart bloklarda gözlenmiştir. Bunun yanında kumlama dışındaki tüm yüzey pürüzlendirme işlemleri için adeziv tip kopma oranları oldukça yüksektir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama grubunda, neredeyse tüm örneklerde koheziv tipte kopma ve en yüksek bağlanma dayanımı değerleri tespit edilmiştir. Bu bulgulardan yola çıkarak van der Vyver ve ark.’nın<sup>277</sup> da belirttiği gibi tamir kompozitinin bağlanma kuvvetinin, seramik materyalin koheziv direncini aştığı durumların, tamir etkinliği için yeterli olacağı sonucuna varılabilir. Cerasmart bloklar için Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yöntemini adezyonu arttırdığı için iyi bir bağlantı için birlikte kullanılmaları önerilebilir.

Çalışmamızda değerlendirilen Shofu bloklardaki en düşük bağlanma dayanımı değerleri fosforik asit ile pürüzlendirme yapılan Grup CT’de tespit edilmiştir ve destekler şekilde bu grupta belirlenen kopma modellerinin tamamının adeziv tipte olduğu görülmektedir. Shofu Blok’un kullanım talimatlarında da fosforik asit ile kullanımının önerilmemesi çalışmamızda elde ettiğimiz bu bulguyu doğrulayıcı niteliktedir.

## 6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

CAD/CAM bloklara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği tez çalışmamızda elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Cerec blokların tamir işlemlerinde hidroflorik asit içeren veya fosforik asit ile pürüzlendirme sonrası MDP içerikli bond kullanımı içeren tamir sistemlerinin kullanımı yüksek bağlantı dayanımlarına sebep olmaktadır.
2. Yüzey işlemi olarak kumlama yapılması Cerasmart grubu başta olmak üzere test edilen tüm cad cam gruplarında yüksek bağlantı dayanımı sağlamıştır. Cerasmart için lazerle pürüzlendirmenin etkinliği oldukça düşüktür.
3. Shofu blok HC grubunun fosforik asit içerikli bir tamir seti ile tamiri kesinlikle önerilmemektedir. Bunun dışında diğer tüm yüzey işlemleri bu blok için benzer dayanım sergilemiştir.
4. G-aenial Universal Flo tamir materyali tüm gruplarda çok daha fazla bağlantı dayanımı sağladığından Cad Cam materyallerin tamirinde hibrit kompozitlere göre bu tipteki kompozitler tercih edilebilir.

Bu çalışmanın limitasyonları şu şekilde özetlenebilir:

-Bu çalışmada sınırlı sayıda Cad Cam materyali kullanılabilmiştir. Materyalin çeşitliliğinin artması ağız içi tamir sistemlerinin başarılarının belirlenmesinde önemlidir.

-Bu çalışmada hazırlanan örneklere ağız içi yaşlandırma taklit etmek adına termal siklus uygulanmış ve sonrasında tamir materyali bağlanmıştır ve tamir işleminin erken dönem başarısı incelenmiştir. Tamir sonrası da yaşlandırma yapılarak bağlantı dayanımının test edilmesi tamir işleminin uzun dönem başarısını test etmek için faydalı olacaktır.

## KAYNAKÇA

1. Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont* 2008; 17: 294-299.
2. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent* 2007;35(4):282–8.
3. Wang YG, Xing YX, Sun YC, et al: Preliminary evaluation of clinical effect of computer aided design and computer aided manufacture zirconis crown. *Ch J Stomatol* 2013; 48:355-358.
4. Rosenstiel SF, Land MF, Fulimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th edn. St. Louis: Mosby; 2006. s. 941.
5. Neis CA, Albuquerque NL, Albuquerque Ide S, Gomes EA, SouzaFilho CB, Feitosa VP, et al. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Braz Dent J* 2015;26:152-5.
6. Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont* 2008; 17: 409-414.
7. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 119- 124.
8. Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surfacetreatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004; 13: 28-35.



9. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JH. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J* 2003; 14: 132-135.
10. Reston EG, Filho SC, Arossi G, Cogo RB, Rocha Cdos S, Closs LQ. Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Oper Dent* 2008; 33: 461-466.
11. Szep S, Gerhardt T, Gockel HW, Ruppel M, Metzeltin D, Heidemann D. In vitro dentinal surface reaction of 9.5% buffered hydrofluoric acid in repair of ceramic restorations: a scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 668-674.
12. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelaincomposite repair. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 121-127.
13. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NH, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent* 2012; 40: 906-912.
14. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 469-472.
15. Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater* 2009; 25: 1477-1483.
16. Misch CE, St Louis M. Maxillary anterior single-tooth replacement In: *Proceedings of the Dental implant prosthetics*. St Louis: Mosby; 2005. s.368-413.
17. Akın E. *Diş hekimliğinde porselen*. 1. Baskı. İstanbul: İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 1999. s.2.

18. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. 1. Baskı. Ankara: Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005; 22: 41-48.
19. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. 1. Baskı. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996. s.247-252.
20. Yamamoto M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985. s.91-96
21. Mc Lean J.M. The science and art of dental ceramics. Volum 2. Bridge design and laboratory procedures indental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1980. s.123-145
22. Nayır E. Dişhekimliği maddeler bilgisi. 1. Baskı. İstanbul: İ. Ü. Dişhekimliği fak. Yayın; 1999. s.120-150.
23. O'Brein W. Dental Materials and Their Selection. Canada: Quintessence; 2002. s.132-135.
24. Yılmaz B, Ediz N. The use of raw and calcined diatomite in cement production. Cement and Concrete Composites 2008; 30: 202-211.
25. O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. Dental materials and their selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; 2008. s.212-229.
26. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier HealthSciences. 2012

27. Esquivel-Upshaw J, Dieng F, Clark A, Neal D, Anusavice K. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res* 2013; 92: 467-471.
28. Mackert JR, Evans A. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res* 1991; 70: 137-139.
29. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
30. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, 1. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993. s.355-390.
31. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002; 5.
32. Total Z, Yamaner IDş, Tencer EB. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015; 25.
33. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
34. Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10.
35. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18-32.
36. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28.

37. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992; 6: 44-49.
38. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000. s.2-25.
39. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011; 27: 29-38.
40. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patologia Oral Cirugia Bucal*. 2006;11:215-20.
41. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan DCN. Direct Anterior Restorations. In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, editor. *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach*. Illinois: Quintessence Publishing Co; 2006 s.261-288.
42. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6: 302-318.
43. Kidd EAM, Smith BGN, Watson TF, Pickard HM. *Pickard's Manual of Operative Dentistry*. 8th edition. New York: Oxford University Press; 2003. s.35-52.
44. Sturdevant CM. *The art and science of operative dentistry*. New York: Mosby-Year Book Inc; 1995. s.87-167
45. Geurtsen W, Leyhausen G. Concise review biomaterials & bioengineering: chemical-biological interactions of the resin monomer triethyleneglycol-dimethacrylate (TEGDMA). *J Dent Res* 2001; 80: 2046-2050.

46. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin. 2010;120:972-86.
47. Shobha HK, Sankarapandian M, Kalachandra S, Taylor DF, Mcgrath JE. Effect of dilution on the kinetics of cross-linking thermal polymerization of dental composite matrix resins. J Mater Sci Mater Med 1997;8:583-6.
48. Feilzer A, Dauvillier B. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. J Dent Res 2003; 82: 824-828.
49. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. Dent Mater. 2011; 27: 348-355.
50. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005;21:68-74.
51. Bayne S C, Thompson JY, Taylor DF. Dental Materials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editor. Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. St Louis: Mosby; 2002. s.135- 228.
52. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of photoinitiation system for dental light-cure composite resins. Dent Mater 1999; 120-7.
53. Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. Dent Mater J 2009; 28: 454-460.
54. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 1992; 8:310-9.

55. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int* 1993;24:641-58.
56. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89:549-60.
57. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-9.
58. Mc Cabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. 9th ed. Oxford. Blackwell Publishing. 2008. s.225-244.
59. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *J Biomater* 2005;26:5095-103.
60. Dayangaç BG. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti; 2011. s.36-54
61. Ardu S, Braut V, Uhac I, Benbachir N, Feilzer AJ, Krejci I. A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials. *Coll Antropol* 2010; 34: 1045-1050.
62. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 24: 465-479.
63. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escibano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: E215-220.
64. Roberson T, Heymann H. Swift jr EJ. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. 5Th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006. s.208.

65. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin of North Am* 2007; 51: 659-675.
66. Condon J, Ferracane J. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater.* 1998; 14: 256-260.
67. Swift EJ. Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(1):3-4.
68. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007; 23: 51-59.
69. De Andrade AKM, Duarte RM, Batista AUD, Lima KC, dos Anjos Pontual ML, Montes th randomised clinical trial to evaluate the clinical performance of a nanofill and a nanohybrid composite. *J Dent* 2011; 39: 8-15.
70. Curtis A, Shortall A, Marquis P, Palin W. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent* 2008; 36: 186-193.
71. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C., *Dental Materials: Properties and Manipulation*, 10th ed. The C.V: Mosby Company; 2013. s.35-56.
72. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16:33-40.
73. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins ans: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 375-383.
74. Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. *Comp Cont Educ Dent* 1998;19:230-7.

75. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998;129:567-77.
76. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128-137.
77. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30.
78. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-5.
79. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater* 2009;28(1):44-56.
80. Duret Francois, Blouin Jean-Louis DB. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117(6):715-20.
81. Syu J, Byrne G. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6:25-30
82. Harry D, Alma D, Der ZJ Van, Marinus W Van. Marginal fit and short-term clinical of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):506-13.
83. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1(2):150-4.



84. Palin W, Burke F. Trends in Indirect Dentistry 8. CAD/CAM Technology. Dent Update. 2005;32(10):566–72.
85. Heffernan J. Micheal, Aquilino A. Steven D-AAM. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent 2002;88(1):4–9.
86. Liu Perng-Ru. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. Compendium. 2005;26(7):507–13.
87. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent 2004; 11: 6.
88. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. J Am Dent Assoc 2001;132(9):1301–3.
89. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. Int J Per Res Dent 2000; 20: 151-161.
90. Sezer O. CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan tüm seramikler. Protetik Diş Tedavisi, Bitirme Tezi. Ege Üniversitesi, İzmir, 2012.
91. Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi ile Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 2006.
92. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2001; 85: 261-267.
93. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. J Craniofac Surg 2012; 23: 575-579.

94. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. J Am Dent Assoc 1996; 127: 1171-1181.
95. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective f Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Intl J Prosthodont 2002; 15: 122-128.
96. Rekow ED. Dental CAD-CAM systems: what is the state of the art? J Am Dent Assoc 1991; 122: 42-48.
97. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J 2011; 56: 97-106.
98. Crispin BJ. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. Dent Clin North Am 1992; 36: 797-807.
99. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: what's new? Dent Update 2002; 29: 25-33.
100. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. Akademik Dental Dergisi 2004; 2: 32-37.
101. Şener, D., Türker, B. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2009; 19(1): 61-67.
102. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The Firing Procedure Influences Properties Of A Zirconia Core Ceramic. Dent Mater 2008; 24: 471-5.
103. Sim C, Ibbetson RJ. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. Int J Prosthodont 1993; 6:36-42.

104. Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All Ceramic Fixed Partial Dentures Designed According To The Dc zirkon Technique. A 2 Year Clinical Study. J Oral Reh 2005; 32; 180-7.
105. Ersöz AE. Farklı tam seramik alt yapı materyallerinin veneerlenmesinde kullanılan üst yapı seramiğinin makaslama kuvvet dayanımına karşı direncinin karşılaştırılması ve liner uygulamasının bağlantıya etkisi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.
106. hintel.de (internet). Deutschland: Hint-Els DentaCad Systems Brochure. (cited 2018 Nov 22) <http://www.hintel.de>.
107. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int 2005; 36.
108. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. J Dent 1997; 25: 91-95.
109. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. J Non Cryst Solids 1997; 219: 192-197.
110. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. J Non Cryst Solids 1995; 180: 292-307.
111. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. Dent Mater 2001; 17: 21-33.
112. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. cency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002; 88: 4-9.
113. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 2002. 2002; 23: 911-916, 918-20

114. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 514-522.
115. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System, Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor, 2005: 41-43.
116. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent. 2005
117. Werling G. “Yeni” bir CAD/CAM malzemesinin uygulanabilirlik testi, *Dental Tribune Türkiye baskısı*, 1999: 6-8.
118. Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study, *Int J Prosthodont* 2001; 14(6): 504-509.
119. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar, *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi* 2004; 6(2): 32-37.
120. Gökçe H.S, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı, *Gülhane Tıp Dergisi* 2002; 44(4): 457-463.
121. Naylor W.P, Beatty M.W. Materials and Techniques in Fixed Prosthodontics, *Dent. Clinics North Am.* 1992; 33(3): 665-689.
122. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia, *Int. J. Prosthodont* 2002; 15(4): 339-346.
123. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns, *J. Prosthet. Dent* 1994; 72(6): 585-590.

124. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-562.
125. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 307-325.
126. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33.
127. McLaren EA, White SN, of Dentistry S. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 216-222.
128. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
129. Tosun T. Kupon ve köprü protezlerinde zirkonyum, *Dentalife* 2007; 22: 18-26.
130. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle C.H.F. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic, *Dent Mater* 2006; 22: 195-200.
131. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J.P, Peille C.N. Mechanical short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia, *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 45-61.
132. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 440-446.
133. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013; 7: 118.

134. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Oral Biol Med* 2004; 15: 47-60.
135. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang D, Romberg E, Arola D. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med* 2011; 22: 1127-1135.
136. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26: 382-393.
137. 3M E. Technical Product Profile. Rely X post. :1–28.
138. Park J-H, Choi Y-S. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 275-284.
139. LAUVAHUTANON S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, ASAKAWA Y, Oki M, Finger kit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014; 33: 705-710.
140. vikadent.lt (internet). Vita Enemic Product information. (cited 2018 Nov 22) <http://vikadent.lt>
141. shofu.com (internet). Shofu Block & Disk HC Brochure. (cited 2018 Nov 22) <http://www.shofu.com>
142. Fan PL. Porcelain repair materials. *J Am Dent Assoc.* 1999;122(8):124-130.
143. Moghadam B. Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1994;6(1):65-68.

144. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont* 1991; 4.
145. Shahverdi S, Canay Ş, Şahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699-705.
146. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-433.
147. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002; 15.
148. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):453-461.
149. Özcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic fused to metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30(2):194-203.
150. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 265-273.
151. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strengths of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater.* 1992;8(3):158-161.
152. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilweing TM. Effects of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994 ;72(4):355-359.

153. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeimer WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite to porcelain repair. *J Prosthe Dent.* 1996;76(2):119-124.
154. Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.* 1998;11(6):276-280.
155. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 121-127.
156. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; 74: 1591-1596.
157. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*; 1960. s.493-404
158. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *J Am Dent Assoc* 1965;70:601-6.
159. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 833-860.
160. Convisor Robert A. Principles and Practice of Laser Dentistry. China: Mosby Elsevier; 2011. s.139-41.
161. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci* 2010;26(6):777-82.
162. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):751-70.



163. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc* 2000;131(6):777-85.
164. da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):471-5.
165. Akin H, Turgut F, Emine Akin G, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci* 2011;Jan 21.
166. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19(5):515-30.
167. Allen DJ. Thermal effects associated with the Nd:YAG dental laser. *Angle Orthod* 1993;63(4):299-303.
168. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 1997;24(11):791-801.
169. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986;2(4):170-4.
170. Akyil MS, Yilmaz A, Karaalioglu OF, Duymus ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):539-45.
171. Uludamar A, Akalın B, Özkan Y. Zirkonyum tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J.* 2011;14(2):140–53.

172. Özcan M, Nijhuis H, Valandro L. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater.* 2008;27:99–104.
173. Kern M, Thompson V. Sandblasting and silica coating of glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):453–61.
174. Oh W, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90(3):241–6.
175. Xible A, Tavares R, Araujo C. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strength of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;91:356–62.
176. Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after longterm storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91:356–62.
177. Albakry M, Guazzato M, Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004;32:91–9.
178. Reston E, Filho S, Arossi G, Cogo RB, Rocha C, Closs L. Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Oper Dent* 2008; 33: 461-466.
179. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e38-e49.
180. Eren F., 2009 ;Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA., 2010; Technical Specification ISO/TS 11405:2003(E) 2nd ed, Switzerland.

181. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2007; 9.
182. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995; 11: 117-125.
183. Andrade AMd, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Applied Oral Sci* 2010; 18: 591-598.
184. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14(3):212–21.
185. Technical Specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E) 2nd ed, Switzerland.
186. El Zohairy A, De Gee A, De Jager N, Van Ruijven L, Feilzer A. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 2004; 83: 420-424.
187. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10:236–40.
188. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *J Adhes Dent* 2010; 12.
189. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236–61.

190. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent* 2007;35:282-8.
191. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29: 481-508.
192. Hickel R, Manart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3:45–64.
193. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips Science of Dental Materials*. 12th Ed., Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012. s.418-473.
194. O'Brien WJ. Dental porcelain. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Chicago: Quintessence Pub. Co Inc; 2002. s.210-224.
195. Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Rezin Matriks Seramikler. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2018 DOI: 10.5336/dentalsci.2017-58961.
196. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent* 2015; 7: e495.
197. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent* 2017; 118: 194-199.
198. Heo Y, Lau A, Aparicio C, Fok A. Fracture resistance of restorative materials subjected to cumulative impact load. In: *International Association for Dental Research Meeting Abstract #0240*. 2012.

199. El-Damanhoury H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent* 2015;40(1):1–10.
200. Ilgenstein I, Zitzmann N, Bühler J, Wegehaupt F, Attin T, Weiger R, et al. Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig* 2015;19(5):1021–8.
201. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater* 2001;17(1):21-33.
202. Trinkner T, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative material. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(12):1248.
203. Shillingburg Jr HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed s. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997. s.120, 139-142.*
204. Dos Santos, J. G., Fonseca, R. G., Adabo, G. L. and dos Santos Cruz, C. A. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent* 2006; 96(3): 165–173.
205. Keul, C., Müller-Hahl, M., Eichberger, M., Liebermann, A., Roos, M., Edelhoff, D., and Stawarczyk, B. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent* 2014; 42(9): 1105–14.
206. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2006;96:433–442.
207. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1): 18-31.

208. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000;79:1385–91.
209. Wegner S, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont.* 2002;15:267–72.
210. Andreatta F, Araujo M, Bottino M, Nishioka R, Menezes M. Study of thermocycling effect on the bond strength between an aluminous ceramic and a resin cement. *J Appl Oral Sci.* 2005;13:53–7.
211. Luthy H, Loeffel O, Hammerle C. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195–200.
212. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):325–7.
213. Crabtree M, Atkinson H. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Austral J Dent* 1955;55:340–2.
214. Elsaka S. Bond Strength of Novel CAD/CAM Restorative Materials to Self-Adhesive Resin Cement: The Effect of Surface Treatments. *J Adhes Dent* 2014;16:531–40.
215. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu P, Lippo Veli Juhana Lassila L. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265–73.
216. Barutcigil K, Barutcigil C, Kul E, Ozarslan M, Buyukkaplan U. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *Am Coll Prosthodont.* 2016; 1–8

217. Müller J, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(2):141–50.
218. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil.* 1999;26(2):130–7.
219. Dünder M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro L. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered allceramics. *Dent Mater* 2007;23:630–6.
220. Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E. and Lang, B. R. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 349–355.
221. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 2016;32:223–32.
222. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991;7:107–13.
223. De Hoff P, Anusavice K, Wang Z. Three dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;11:126–31.
224. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. In: ISO/TS 11405 Technical Specification. 2nd ed, Geneva, Switzerland; 2003.
225. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8:259– 66.

226. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8(3):175-81.
227. Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000;25(5):427-33.
228. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):699-705.
229. Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent* 2003;16(4):252-4.
230. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 1998;23(5):250-7.
231. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 1994;72(4):355-9.
232. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J* 2003; 14: 132-135.
233. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2009;27(3):473-9.



234. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):413-20.
235. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.
236. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):248-53.
237. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131-5.
238. Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent* 2004;17(4):249-52.
239. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007;25(4):291-6.
240. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP et al Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014; 30(7): 147–162.
241. Blum, I., Nikolinakos, N., Lynch, C., Wilson, N., Millar, B. and Jagger, D. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent* 2012; 40(11): 906–912.
242. El Zohairy A, de Gee A, Mohsen M, Feilzer A. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*. 2003;19(7):575–83.

243. Elsaka S. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*. 2016;104(1):68–76.
244. shofu.com (internet). Shofu Block / Disk HC, CAD / CAM Ceramic-based Restorative. (cited 2018 Nov 22) <http://www.shofu.com>
245. Phark JH, Duarte S, Jr., Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009;101(1):29-38.
246. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater* 2004;20(5):498-508.
247. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
248. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Jr., Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):381-7.
249. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):442-8.
250. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(2):381-6.
251. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004;25(11):2153-60.

252. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):479-88.
253. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):644-7.
254. Strasser, T., Preis, V., Behr, M., & Rosentritt, M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Inves* 2018; 1-11.
255. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 210-20.
256. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010;18(2):194-200.
257. Kassotakis E, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *J Adhes Dent* 2015;16(6):521–8.
258. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/ CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18:9– 20.
259. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont* 2016;25(6):466–71.

260. Stawarczyk B, Krawczuk A, Lie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig* 2015;19:299–308.
261. Erdemir, U., Sancakli, H. S., Sancakli, E., Eren, M. M., Ozel, S., Yucel, T., & Yildiz, E. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *J Adv Prosthodont* 2014; 6(6): 434-443.
262. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-6.
263. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010;26(4):345-52.
264. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater* 1998;14:186–93.
265. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009;34(3):280-7.
266. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32(2):173-8.
267. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354-9.

268. Çelik, E., Sahin, S. C., & Dede, D. Ö. Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite to the Resin Matrix Ceramics After Different Surface Treatments. *Photomedicine and laser surgery* 2018; 36(8): 424-430.
269. Kalra A, Mohan MS, Gowda EM. Comparison of shear bond strength of two porcelain repair systems after different surface treatment. *Contemp Clin Dent* 2015;6:196-200.
270. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013;144:31-44.
271. Jain, S., Parkash, H., Gupta, S. and Bhargava, A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: An in vitro study. *J In Prosthodont Soc* 2013; 13(3): 315–320.
272. Carrabba, M., Vichi, A., Louca, C., & Ferrari, M. Comparison of traditional and simplified methods for repairing CAD/CAM feldspathic ceramics. *J Adv Prosthodont* 2017; 9(4): 257-264.
273. Frankenberger, R., Krämer, N., Ebert, J., Lohbauer, U., Käppel, S., & Petschelt, A. Fatigue behavior of the resin-resin bond of partially replaced resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2003; 16(1): 17-22.
274. Ivanovas, S., Hickel, R., & Ilie, N. How to repair fillings made by silorane-based composites. *Clin Oral Invest* 2011; 15(6): 915-922.
275. Della Bona, A. and Kelly, J. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008; 139: 8–13.

276. Kim, B.K., Bae, H. E.K., Shim, J.S. and Lee, K.W. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 357–362.

277. van der Vyver PJ, de Wet FA, Botha SJ. Shear bond strength of five porcelain repair systems on cerec porcelain. *SADJ* 2005;60:196-8, s.200



## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Tamer YILDIRIM  
Doğum Yeri : Osmangazi/BURSA  
Doğum Tarihi : 27.01.1992  
Medeni Hali : Bekar  
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce  
Eğitim Durumu  
İlk/Orta : Hocalıyas İlköğretim Okulu  
Lise : Bursa Anadolu Lisesi  
Lisans/Yüksek Lisans : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Çalıştığı Kurum/Kurumlar : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Diş Hekimleri Birliği, Restoratif Diş Hekimliği  
Derneği  
Bilimsel Etkinlikler  
Yayımlar :  
Aldığı burslar :  
Ödüller :  
Projeler :  
e-posta : tmryildirim@hotmail.com