

**T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD/CAM HİBRİT MATERYALLERİ İLE ADEZİV REZİN SİMAN  
ARASINDAKİ BAĞLANMA DAYANIMINA FARKLI YÜZEY  
HAZIRLIKLARININ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Matanat GADİRLİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Burcu DİKER**

**Ağustos 2023**

**T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD/CAM HİBRİT MATERYALLERİ İLE ADEZİV REZİN SİMAN**  
**ARASINDAKİ BAĞLANMA DAYANIMINA FARKLI YÜZEY**  
**HAZIRLIKLARININ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Matanat GADİRLİ**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**  
**Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Burcu DİKER**  
**İkinci Danışman: Doç. Dr. Şule Tuğba DENİZ**

**Ağustos 2023**



*Eşime,*

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin yapım aşamasında zamanını ve bilgisini esirgmeden, anlayışı ve samimiyetiyle her zaman yanımda olan çok değerli danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu DİKER'e,

Uzmanlık öğrenimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, deneyimi ve önerileri ile bana yol gösteren eş danışmanım Doç. Dr. Şule Tuğba DENİZ'e,

Eğitimim sırasında göstermiş olduğu anlayış ve katkılarından dolayı değerli anabilim dalı hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP'a, Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ'a, Doç. Dr. Özlem KARA'ya,

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak hale getiren, beraber öğrenmenin ve zorluklara birlikte göğüs germenin keyfini yaşadığım değerli asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca attığım her adımda bana yol gösteren, tüm kararlarımda arkamda durduğunu bildiğim, bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip canımdan çok sevdiğim annem Terane CHARKAZLI'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ağustos 2023

Matanat GADİRLİ

## **BEYAN**

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

Matanat GADİRLİ



## İÇİNDEKİLER

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iv</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>viii</b>
<b>SEMBOLLER</b> .....	<b>x</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....	<b>15</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>18</b>
2.1 Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri .....	18
2.2 CAD/CAM'in Tarihçesi.....	18
2.3 CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri.....	19
2.4 CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Yöntemleri .....	21
2.5 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajlar ve Dezavantajları.....	24
2.6 CAD/CAM Sisteminde Kullanılabilen Materyaller.....	25
2.6.1 Seramikler .....	25
2.6.2 Dental seramiklerin tarihçesi.....	25
2.6.3 Dental seramiklerin yapısı ve özellikleri.....	26
2.6.4 Seramiklerin sınıflandırılması.....	27
2.6.5 CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen seramikler.....	29
2.6.6 Silikat seramikler .....	30
2.6.6.1 Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar .....	30
2.6.6.2 Lössit ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik.....	31
2.6.6.3 Lityum disilikat ile güçlendirilmiş.....	32
2.6.6.4 Zirkonyum oksit ve lityum silikat takviyeli.....	34
2.6.6.5 Oksit seramikler ve polikristalin .....	34
2.6.6.6 Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar .....	35
2.6.6.7 Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar.....	36
2.6.7 Rezin matris seramikler (Hibrit seramikler) .....	39
2.6.7.1 Rezin nanoseramik bloklar.....	39
2.6.7.2 Camsı seramik içerikli rezin matris.....	40
2.6.8 Kompozitler.....	41
2.6.9 Polimerler.....	42
2.6.9.1 Polimetil metakrilat.....	42
2.6.9.2 Polietereterketon .....	42
2.6.9.3 Polieterketonketon.....	43

2.6.10 Metaller .....	43
2.7 Adezyon .....	44
2.7.1 Adeziv sistemlerin sınıflandırılması .....	46
2.7.2 Etch and rinse sistemler .....	46
2.7.3 Self etch adeziv sistemler.....	46
2.8 Adeziv Rezin Simanlar .....	48
2.8.1 Bis-GMA bazlı rezin simanlar .....	49
2.8.2 Silan (MOPS-Gama Metakriloksipropil Silan) bazlı rezin simanlar .....	49
2.8.3 Kimyasal polimerize olan rezin simanlar.....	49
2.8.4 Işıkla polimerize olan rezin simanlar .....	50
2.8.5 Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar .....	50
2.9 Tam Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	51
2.9.1 Asit ile pürüzlendirme.....	51
2.9.2 Kumlama .....	51
2.9.3 Elmas döner aletle pürüzlendirme.....	52
2.9.4 Plazma spreyi yöntemi .....	52
2.9.5 Lazer ile pürüzlendirme .....	52
2.9.6 Silan uygulanması .....	53
2.9.7 Pirokimyasal silika kaplama .....	53
2.9.8 Tribokimyasal silika kaplama .....	54
2.10 Bağlanma Dayanımını Ölçmekte Kullanılan Test Yöntemleri .....	55
2.10.1 Makro gerilim (Tensile) testi .....	56
2.10.2 Mikrogerilim (Microtensile) testi.....	56
2.10.3 Makro makaslama (Shear) testi.....	56
2.10.4 Mikro makaslama (Microshear) testi .....	57
2.11 Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler .....	57
2.11.1 Işık mikroskobu.....	57
2.11.2 Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) .....	58
2.11.3 Profilometre.....	58
2.11.4 Taramalı elektron mikroskobu (SEM) Profilometre.....	59
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEMLER .....</b>	<b>60</b>
3.1 Örneklerin Hazırlanması .....	62
3.2 Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması .....	64
3.3 Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri ve Uygulama Aşamaları .....	65
3.4 Termal Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması .....	67
3.5 Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması.....	68
3.6 Makaslama Bağlantı Testi Örneklerin Hazırlanması .....	69
3.7 Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi .....	70
3.8 İstatistiksel Analiz.....	71
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>72</b>
4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi .....	72
4.2 Makaslama Testi Bulguları .....	76
4.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları .....	84
4.4 Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi .....	88
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>91</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>105</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>107</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>118</b>

## KISALTMALAR

<b>ADA</b>	: Amerikan Diş Hekimliği Derneği
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim
<b>AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum Oksit
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbon Dioksit
<b>Nd: YAG</b>	: Neodmiyum: İtiryum Aliminyum Garnet
<b>ER:YAG</b>	: Erbiyum: İtiryum Alüminyum Garnet
<b>Er,Cr YSG</b>	: Erbiyum, Krom: Yittriyum-Selenyum-Galyum-Garnet
<b>FS</b>	: Femtosaniye
<b>2D</b>	: 2 Boyutlu
<b>3D</b>	: 3 Boyutlu
<b>KIBT</b>	: Konik Işınlı Bilgisayar Tomografi
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>SLA</b>	: Stereolitografi
<b>LCM</b>	: Litografik Seramik Üretim
<b>DLP</b>	: Dijital Işık İşlemi
<b>FSZ</b>	: Tam Stabilize Zirkonya
<b>PSZ</b>	: Kısmen Stabilize Zirkonya
<b>TZP</b>	: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
<b>Y-TZP</b>	: İtiryum İle Etabilize Edilmiş Tetragonal zirkonya polikristalin
<b>3Y-TZP</b>	: 3 MOL İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalin
<b>5Y-TZP</b>	: 5 MOL İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalin
<b>PICN</b>	: Polimer infiltre Seramik Ağ
<b>PNC</b>	: Rezin nanoseramik
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization
<b>ZLS</b>	: Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum disilikat
<b>HF</b>	: Hidroflorik Asit
<b>CE-TZP</b>	: Serya ile Stabilize Zirkonya
<b>BİS-GMA</b>	: Bisfenol-A-glisid metakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>BİS-EMA</b>	: Bisfenol-A dimetakrilat
<b>TEG-DMA</b>	: Trietilenglikol dimetakrilat
<b>BİS-MEPP</b>	: 2,2-bis 4- Metakriloksi polietoksi fenil propan
<b>DMA</b>	: Dimetakrilat
<b>PMMA</b>	: Polimetil metakrilat
<b>PEEK</b>	: Polietereterketon
<b>PEAK</b>	: Poliaril- eter-keton
<b>PEKK</b>	: Polieterketonketon
<b>10-MDP</b>	: 10-Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
<b>MDPB</b>	: Metakriloloksidesil pridinyum bromid
<b>MPS</b>	: Metakriloksipropiltrimetoksisilan
<b>4-META</b>	: 4-Metakriloloksietil trimellitit anhidrat
<b>MEP</b>	: 2-Metakriloloksietil dihidrojen fosfat

<b>4-MET</b>	: 4-Metakriloloksietil trimellitik asit
<b>4-AETA</b>	: 4-Akriloloksietil trimellitat anhidrat
<b>MAC-10</b>	: 11-Metakriloloksi-1,1-andekandikarboksilik asit
<b>MOPS</b>	: Gama Metakriloksipropil Silan
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum Dioksit
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>AFM</b>	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
<b>Ra</b>	: Ortalama Pürüzlülük
<b>SBS</b>	: Bağlanma Dayanım Değeri
<b>Rz</b>	: Ortalama Pürüzlülük Derinliği
<b>Rmax</b>	: Maksimum Pürüzlülük Derinliği
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>dk</b>	: Dakika
<b>N</b>	: Newton



## SEMBOLLER

$^{\circ}\text{C}$	: Santigrat derece
$\theta$	: Temas açısı
%	: Yüzde



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 2.1:</b> Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan seramik çeşitleri .....	23
<b>Tablo 3.1:</b> Kullanılan materyaller, marka ve içerikleri .....	61
<b>Tablo 3.2:</b> Çalışma için oluşturulan gruplar ve örneklerin dağılımı .....	64
<b>Tablo 4.1:</b> Materyal ve pürüzlendirme yönteminin pürüzlülük üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi .....	72
<b>Tablo 4.2:</b> Grandio VOCO malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ).....	73
<b>Tablo 4.3:</b> Vita Enamic malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ).....	74
<b>Tablo 4.4:</b> Shofu HC malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ). .....	74
<b>Tablo 4.5:</b> Cerasmart malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ). .....	75
<b>Tablo 4.6:</b> SBS değerlerinin çift yönlü ANOVA analizi .....	76
<b>Tablo 4.7:</b> Pürüzlendirme işlemi sonrası makaslama bağlanma değerlerinin ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri (std).....	77
<b>Tablo 4.8:</b> Materyal bazında SBS karşılaştırma sonuçları .....	78
<b>Tablo 4.9:</b> Gruplar arası bağlanma değerlerinin karşılaştırılması (Mpa) .....	79
<b>Tablo 4.10:</b> Pürüzlendirme yöntemleri bazında SBS karşılaştırma sonuçları.....	79
<b>Tablo 4.11:</b> Grandio VOCO ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları.....	81
<b>Tablo 4.12:</b> Vita Enamic ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları .....	82
<b>Tablo 4.13:</b> Shofu HC ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları .....	83
<b>Tablo 4.14:</b> Cerasmart ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları.....	84

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: Seramiklerin kimyasal birleşimine göre sınıflandırılması .....	29
Şekil 2.2: Değme açısı ve ıslanabilirlik .....	45
Şekil 2.3: a) Tribokimyasal kaplama, b) Tribokimyasal kaplama etki anı, c) Silanize yüzey .....	54
Şekil 3.1: Çalışma planı .....	62
Şekil 3.2: Çalışmada kullanılan bloklar .....	63
Şekil 3.3: Kesme Cihazı (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary) ve Metkon kesme diski .....	63
Şekil 3.4: Polisaj cihazı (MINITECH 233 REF 66300, Fransa) .....	64
Şekil 3.5: Çalışmada kullanılan profilometre cihazı .....	65
Şekil 3.6: Hidroflorik asit .....	66
Şekil 3.7: Kumlama cihazı .....	66
Şekil 3.8: Çalışmada kullanılan Rocatec Junior cihazı ve Cojet kumu .....	67
Şekil 3.9: Çalışmada kullanılan Femtosaniye lazer cihazı ve uygulaması .....	67
Şekil 3.10: Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocyclers, Almanya) .....	68
Şekil 3.11: Çalışmada kullanılan silan (Monobond Plus) , rezin siman( Multilink N) ve LED ışık cihazı(VALO Cordless) .....	69
Şekil 3.12: Universal test cihazı ve cihaza yerleştirilen örnek .....	70
Şekil 3.13: Stereomikroskop .....	70
Şekil 4.1: GrandioVOCO malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği .....	73
Şekil 4.2: Vita Enamic malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği. 74	
Şekil 4.3: Shofu HC malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği .....	75
Şekil 4.4: Cerasmart malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği ....	75
Şekil 4.5: Örneklerin gruplar arası bağlanma dayanımı grafiği ; 1-kontrol, 2-HF, 3- Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 4- Cojet, 5-FS lazer .....	80
Şekil 4.6: Kontrol grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri a) Grandio VOCO, b)Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart .....	86
Şekil 4.7: HF grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri a) Grandio VOCO, b)Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart .....	86
Şekil 4.8: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri a) Grandio VOCO, b)Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart .....	87
Şekil 4.9: Cojet grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri a) Grandio VOCO, b)Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart .....	87
Şekil 4.10: FS lazer grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri .....	88
Şekil 4.11: Yüzey işlemlerine göre meydana gelen başarısızlık tipleri .....	90
Şekil 4.12: Seramik gruplarında meydana gelen başarısızlık tipleri .....	90

## ÖZET

### CAD/CAM HİBRİT MATERYALLERİ İLE ADEZİV REZİN SİMAN ARASINDAKİ BAĞLANMA DAYANIMINA FARKLI YÜZEY HAZIRLIKLARININ ETKİSİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı farklı CAD/CAM materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin materyallerin rezin siman ile bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesidir.

**Materyal ve Metod:** Çalışmada 4 farklı materyalden (Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart) 260 örnek hazırlanmıştır. Örnekler pürüzlendirme işlemleri için 5 alt gruba bölünmüştür. Kontrol, asit (HF), alüminium oksitle kumlama ( $Al_2O_3$ ), tribokimyasal kumlama (Cojet) ve femtosaniye lazer (FS lazer). Yüzey işlemlerinden önce ve sonra yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Termal siklus testi ile yapay yaşlandırma işleminden sonra örneklerin işlem yüzeyine silan ve dual-cure rezin siman uygulanmıştır. Seramik örnekler makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuş ve meydana gelen başarısızlık tipleri değerlendirilmiştir. İstatistiksel veriler SPSS 25.0 programında, Shapiro Wilk testi, 2 yönlü ANOVA testi, post hoc olarak Tukey testi, Ki-kare testi ile analiz edilmiş ve ikili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile yapılmıştır.

**Bulgular:** Yüzey işlemleri yapılan CAD/CAM hibrit malzemelerinin grup içi ve gruplar arasında pürüzlendirme işlemlerine bağlı olarak pürüzlülük değerlerinde hem materyal, hem pürüzlendirme yöntemi hem de bunların etkileşimi pürüzlülük değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmiştir ( $p < 0,001$ ). Analiz sonucuna göre HF,  $Al_2O_3$ , Cojet, FS lazer grupları içerisinde Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart materyalleri değerlendirildiğinde yüzey pürüzlendirme sonrası pürüzlülük değerleri ortalaması, işlem öncesi pürüzlülük değerleri ortalamasına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Çalışmadan elde edilen bulgulara göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplarda en fazla pürüzlülük değeri bütün pürüzlendirme grupları içinde istatistiksel olarak anlamlı derecede FS lazerle pürüzlendirilmiş örneklerde görülmüştür. Grup içi ve gruplar arasında pürüzlendirme işlemlerine bağlı olarak bağlanma dayanım değerlerinde analiz test sonuçlarına göre en yüksek bağlanma dayanımı Vita Enamic materyalinde ( $16,87 \pm 2,65$ ) görülmüştür. Azalan bağlanma değeri sırayla Grandio VOCO ( $16,84 \pm 1,44$ ), Shofu HC ( $15,86 \pm 2,71$ ) ve Cerasmart ( $14,09 \pm 3,21$ ) materyallerinde izlenmiştir.

**Sonuç:** Bütün materyallerde en fazla pürüzlülük ve SBS değerleri FS lazer grubunda görülmüştür. Bu verilere esasen incelenen materyal gruplarında, FS lazerin termosiklus sonrası bağlanma dayanımında daha etkili olduğu söylenebilir. En yüksek pürüzlülük değeri Shofu HC materyalinde, en yüksek SBS değeri ise Vita Enamic materyalinde tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, hibrit seramikler, yüzey işlemleri, rezin siman, bağlanma dayanımı, femtosaniye lazer.

## SUMMARY

### EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON BOND STRENGTH OF RESIN CEMENT TO CAD/CAM HYBRID MATERIALS

**Objective:** The aim of this study was to investigate the effect of different surface treatments applied to different CAD/CAM materials on the bond strength of the resin cement.

**Materials and Methods:** In the study, 260 specimens were prepared from 4 different materials (Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC and Cerasmart). The samples were divided into 5 subgroups for surface treatments. Control, acid (HF), aluminum oxide blasting ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), tribochemical blasting (Cojet) and femtosecond laser (FS laser). Surface roughness was measured before and after surface treatments. After artificial aging by thermal cycling test, silane and dual-cure resin cement were applied to the treated surface of the specimens. The ceramic specimens were subjected to shear bond strength testing and the types of failure were evaluated. Statistical data were analyzed in SPSS 25.0 using Shapiro Wilk test, 2-way ANOVA test, post hoc Tukey test, Chi-square test and Bonferroni correction was used for pairwise comparisons.

**Results:** Both material, roughening method and their interaction significantly changed the roughness values of the surface treated CAD/CAM hybrid materials within and between groups depending on the surface treatments ( $p < 0.001$ ). According to the results of the analysis, in the HF,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , Cojet, FS laser groups, the average roughness values after surface roughening were significantly higher than the average roughness values before the process when Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC and Cerasmart materials were evaluated ( $p < 0.001$ ). According to the findings obtained from the study; the highest roughness value in the groups where roughness values were measured was statistically significant in FS laser roughened samples among all roughening groups. According to the analysis test results of bond strength values depending on the roughening processes within and between groups, the highest bond strength was observed in Vita Enamic material ( $16.87 \pm 2.65$ ). The decreasing bond strength values were observed in Grandio VOCO ( $16.84 \pm 1.44$ ), Shofu HC ( $15.86 \pm 2.71$ ) and Cerasmart ( $14.09 \pm 3.21$ ), respectively.

**Conclusion:** The highest roughness and SBS values in all material groups was observed in the FS laser group. Based on our results, we conclude that FS laser was the most effective on bond strength among all groups after thermal cycling test. The highest roughness values were in Shofu HC material group and the highest SBS values were in Vita Enamic material group.

**Keywords:** CAD/CAM, hybrid ceramics, surface treatments, resin cement, bond strength, femtosecond laser.

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Seramikler, dişin yapısını doğala yakın taklit eden biyouyumlu malzemelerdir ve 100 yılı aşkın bir süredir estetik diş hekimliğinin temel dayanağını oluşturmuştur. 1960'ların ortalarında John McLeanin alüminöz porseleni piyasaya sürmesi, farklı üretim yöntemleri ile daha dayanıklı ve estetik ürünün ortaya çıkmasına neden olmuştur [1]. Son on yılda ise yeni nesil partikül dolduruculu ve yüksek dayanımlı seramiklerin, hibrit kompozitlerin piyasaya sürülmesi, sabit protezlerdeki klinik endikasyonları genişleten geniş bir dental materyal çeşitinin yaranmasına yol açmıştır. Ayrıca metal fobisi veya metale karşı alerjisi olan hastaların metalik olmayan malzemelere olan talebini artırmıştır [2].

Tam seramik restorasyonlar estetik beklentileri karşılarsa da düşük gerilme ve kırılma dayanımı vardır [3]. Düşük sertlikleri olan kompozit materyaller ise yüksek aşınma nedeniyle ağız içerisinde kolayca deforme olabilmeye eğilimindedirler. Bu özellikler dikkate alınarak kompozit ve seramik yapı bir araya getirilerek dentine yakın elastik modülü olan rezin matriks seramikler üretilmiştir [4]. Bu materyallerde, seramiklerin ve kompozitlerin avantajları birleştirilmiştir ve polimer matriksi sayesinde dental seramiklerden daha yüksek elastitesi vardır ve ince restorasyonların hazırlanmasına olanak sağlar [5].

Malzemenin fiziksel ve kimyasal özellikleri ile beraber üretim şeklinde de gelişmeler ortaya çıktı. Son birkaç yılda diş hekimliği dünyasında bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanılmaya başladı ve daha sonra iki farklı yönde geliştirildi. Bunlardan birincisi tek seansta restorasyon üretimine izin veren ve prefabrike seramik monoblokların kullanıldığı muayenehane tipi cihazlar, diğeri ise diş laboratuvarları veya özel üretim merkezlerinde çeşitli restoratif materyallerin işlenmesine izin veren daha gelişmiş sistemlerdir. Bu sistemlerle üretilen restorasyonların yapısal dayanıklılıkları geleneksel yöntemlere kıyasla daha üstün bulunmuş ve protezlerin doğruluğunu, hastaların konforunu ve işlem süresini kısalttı.

İlk başlarda CAD/CAM ile üretilmiş indirekt restorasyonların simantasyonunda geleneksel simanlar çeşitli başarısızlıklara yol açmıştır. Ancak günümüzde, adeziv

rezin simanlar kullanılmaktadır. Bu simanlar yüksek bağlanma dayanımı sayesinde mikro sızıntıyı önler, pulpa sağlığını korur. Düşük çözünürlük, fiziksel kuvvetlere karşı yüksek dayanım ve yüksek elastisite modülüne sahiptir. Bu özellikler sayesinde rezin simanlar iyi performans sergilemektedirler [6, 7] .

Başarılı bir adezyon için simanla seramik arasında mikromekanik ve kimyasal bağlantı sağlanabilmesi gereklidir. Restorasyonla siman arasındaki bağlantı kuvveti, restorasyonun hazırlandığı materyale, yüzey işlemlerine ve siman türüne göre çeşitlilik gösterir. Uygulanan yüzey işlemleri mekanik, kimyasal ve bu iki yöntemin bir arada yapıldığı mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri olarak 3 grupta incelenir [8]. Yapılan yüzey işlemleri yüzey pürüzlülüğünü artırarak, siman ile restoratif materyal arasındaki yüzey enerjisini artırmaktadır.

CAD/CAM sistemler ile kullanılan materyaller farklı içeriklere ve mikroyapılara sahip olmalarından dolayı, her bir klinik duruma ve substrata uygun bir pürüzlendirme yöntemi seçilmelidir. Uygun olmayan simantasyon protokolü tedavi sürecini ve klinik başarıyı olumsuz yönde etkilemektedir.

Adeziv simantasyon öncesinde restorasyon iç yüzeyinin asitlenmesi en yaygın yöntemlerden biridir ve materyalin yüzey enerjisini değiştirerek, yüzey alanını ve ıslanabilirliği artırmaktadır. Asitleme lösit, feldspatik ile güçlendirilmiş seramiklerde, lityum silikat ve disilikat cam seramiklerde yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla rutin klinik uygulamalarda başarı ile kullanılmakta iken, daha yüksek kristal yapılı seramiklerde, polikristalin yapılı veya non kristalin yapı içeren seramiklerde yeterli düzeyde retatif alan oluşturamamaktadır. Bu materyallerde uygun mekanik kilitlemeyi oluşturmak için ilave yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) ile kumlama işlemi, malzeme yüzeyini temizlemekle kalmaz, aynı zamanda yüzey alanını da artırır. Etkin bir pürüzlendirme için kumlanan materyalin yüzeyin sertliği kullanılan partikül sertliğinden daha yüksek olmalıdır. Oluşan yüzey defektleri, kullanılan partikül boyutu ve işlem sıklığı gibi faktörlere bağlı olarak çeşitlenir. Bu faktörler doğrudan restorasyonun iç yüzeyi ile siman arasındaki bağlantıyı etkiler. Ancak uzun süreli ve yüksek basınçlı kumlama işlemi, silika esaslı tam seramikler gibi seramik yüzeylerde aşırı madde kaybına, çatlaklara ve

yüzey düzensizliğine neden olabilir. Bu nedenle, silika esaslı tam seramiklerin hazırlığında bu tür agresif kumlama işlemi önerilmemektedir [9].

Silanizasyon, iki farklı organik ve inorganik malzemenin seramik yüzeyler üzerinde kimyasal olarak bağlanmasını kolaylaştırır. Bu işlem için çift moleküllü silanlar kullanılmaktadır ve bağlantı sağlayabilmeleri için restorasyon yüzeyinde silika varlığının gerektiği öne sürülmüştür. Yapılan çalışmalarda tek başına silan uygulanmasının, seramik yüzeyinde iyi bir adezyon sağlamadığı sonucuna varılmıştır [10].

Yüzey hazırlık işlemlerinde Excimer, CO<sub>2</sub>, Nd: YAG, Er, Cr: YSGG, Er: YAG gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda literatür mevcuttur. Lazer temel etkisini, koherent ve çok yüksek enerjili ışık üreten cihazlardan yayılarak ışık enerjisini ısı enerjisine çevirip, uygulandığı madde üzerinde enerjisinin emilmesi ile gösterir. Lazer ışınlanması, malzemenin yüzeyini eriterek yüzey pürüzlülüğünü ve mekanik tutuculuğu artırır. Lazer ışınının gücü ve frekansı, materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey enerjisini önemli ölçüde etkilemektedir. Fakat düşük enerji seviyelerinde kullanılmaları önerilmektedir ve lazerin gücü arttıkça ortalama makaslama bağlanma dayanımının azaldığı belirtilmiştir [11]. Lazerlerin kullanımı, diğer yöntemlerden kıyasla fazla yüzey pürüzlülüğe neden olmuş ve mekanik hasarlar izlenmiş çalışmalar vardır. Uzun atımlı lazerlerden farklı olarak ultra kısa atımlı Femtosaniye (FS) lazer, minimum termal ve mekanik hasara neden olarak kontrollü yüzey pürüzlülüğü sağlar [12]. Literatürde hibrit materyallere femtosaniye lazer uygulanması konusunda yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı CAD/CAM hibrit materyalleri ile adeziv rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey hazırlıklarının etkisini incelemektir. Çalışmanın birinci hipotezi, 4 farklı CAD-CAM materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük değerlerinde herhangi bir fark olmayacağıdır. İkinci hipotez, çeşitli yüzey işlemleri ile pürüzlendirilen 4 farklı CAD/CAM materyalinin adeziv rezin siman ile bağlanma dayanımının değişmeyeceğidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (computer aided design) ve bilgisayar destekli üretim (computer aided manufacturing) diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir üretim şeklidir. 21. yüzyılda üretim teknolojilerinin, malzeme teknolojilerinin ve yeni klinik tekniklerin gelişimi dijital diş hekimliğine öncülük etmiş olup, bu da diş hekimliğinin tüm dallarında tedavi seçeneklerini ve operatif yaklaşımları arttırmıştır. Ağız içi tarayıcılar, yüz tarayıcıları, bilgisayar destekli tasarım programları, üretim sistemleri, üç boyutlu (3D) yazıcı sistemler, diş hekimliğinde geleneksel yöntemlere kıyasla daha hızlı, pratik ve öngörülebilir tedavi sonuçları elde edilmesini sağlamaktadır. CAD/CAM yöntemleri ile artık tek üye kuron ve inley restorasyonlarının yanında çok üyeli sabit protetik restorasyonlardan hareketli tam protezlere, ortodontik apareylerden, basit ve kompleks cerrahi kılavuzlardan direkt restoratif tedavilerde kullanılan silikon indekslere kadar pek çok tedavi bileşeninin elde edilebildiği görülmektedir [13, 14].

### 2.2 CAD/CAM'in Tarihçesi

Diş hekimliğinde, dental CAD/CAM sistemlerindeki büyük gelişmeler 1980'lerde meydana geldi. Dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimine özellikle üç öncü katkıda bulunmuştur. Dr. Duret dental CAD/CAM alanının gelişimini sağlayan öncü kişilerden biriydi. 1971'den itibaren kontrollü freze makinesi kullanarak oklüzal yüzeyin fonksiyonel şekline sahip kronlar üretmeye başladı. Sonrasında, dünya çapındaki dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimine etki eden Sopha Sistemi geliştirilmiştir. İkincisi, CEREC sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Bir diş muayenehanesinde klinik olarak hasta başında yeni teknolojiyi kullanmayı denemiştir. Hazırlanan kaviteyi bir ağız içi kamera ile doğrudan ölçtü, ardından koltuk yanında kompakt bir makine seti kullanarak seramik bir bloktan tasarımını yaptı ve makinede tasarlanan yapının bloktan frezelemesini izledi. Üçüncüsü, Procera sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dur ve o, 1980'lerde, titanyum kopingleri spark erozyon yöntemi ile üretmeye çalışmıştır ve kompozit veneer restorasyonların CAD/CAM teknolojisi ile üretilmesine başlamıştır [15]. CAD/CAM teknolojisi, 1989

yılında Almanya'da Mormann & Brandestinni tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır ve diş hekiminin muayenehanede bir veya birden fazla seramik restorasyonu tek bir randevuda tamamlamasını sağlamak için özel olarak seramik restorasyonların ofis içi üretimi için geliştirilmiştir. Klinikte ve laboratuvarında kullanılabilen bu sistemle inleyler, onleyler, endokronlar, kronlar, sabit bölümlü protezler, implant dayanakları ve hatta tam ağız rehabilitasyonu yapılabilmektedir.

### **2.3 CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri**

CAD/CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur:

1. Preparasyon bölgesinden, çevre ve karşı yapıdan veri toplayarak bu verileri intraoral tarayıcılarla sanal ölçümlere dönüştüren bir veri toplama birimi. Veriler monitörde 2 boyutlu (2D) veya 3-boyutlu (3D) görüntüler olarak görünür. Veri toplama sistemi doğrudan veya dolaylı olabilir. Dolaylı sistemde, alçıdan veya ölçü maddesinden alınan görüntüler dijitalleştirilirken, doğrudan sistemler direkt ağız içi tarayıcılarla alınan görüntüleri kullanır. Ağız içi tarayıcılar tarafından kullanılan görüntüleme teknolojisinin türünden bağımsız olarak, tüm tarayıcılar, bir ışık kaynağı, yüksek çözünürlüklü bir kamera ve bir işlemciden oluşur. Tarayıcılar farklı ebatlarda, farklı konfigürasyonlarda geliştirilmektedir. Bilgisayarlı ve tekerlekli sabit bir düzeneği olan “cart”, elle tutulabilen (handle grip) ya da kalem şeklinde (pen grip) olan modelleri üretilmektedir. Ayrıca kablolu ve kablosuz olanlar, bilgisayara ya da ünite takılan modeller de bulunmaktadır. Görüntülerin toplanması ve işlenmesi aşamasında tarayıcılar farklı çalışma prensiplerine göre çalışırlar [16].

A. Üçgenleme Sistemi (Triangulation system). Üçgenleme Sistemi'nin temel çalışma prensibi, bir üçgen oluşturarak uzaklığı hesaplamaktır. Lazer ışını gönderildiğinde, yüzeyden yansıyan ışınlar kameraya geri döner. Bu yansıyan ışın demetleri kamera ekranına düşerek görüntü oluşmasını sağlar.

B. Aktif Dalga Örneklem Tarayıcısı (Active wave-front sampling scanner). Bu sistemde video kaydı ile veri dijitalizasyonu eşzamanda bir lens tarafından yapılmaktadır ve farklı açılardan görüntülenen objenin uzaysal konumu bu verilerden hesaplanarak oluşturulur.

C. Paralel Konfokal Laser Tarayıcı, konfokal mikroskoplarda kullanılan optik sistemden esinlenen bir görüntüleme teknolojisidir. Bu teknolojiye, tarayıcı, görüntülenen alandaki diş dokusu üzerine paralel kırmızı lazer ışığı yayar. Elde edilen veri sanal modele dönüştürülür, optik ve lazer görüntüleme tekniklerinin avantajları bir araya getirilerek dijital olarak kaydedilir [17].

2. Kalıp üzerinde restorasyonlar tasarlamak ve ardından tüm frezeleme parametrelerini hesaplamak için kullanılan bir yazılım.

Dijital diş hekimliğinde protetik planlama ve cerrahi planlama yazılımları en yaygın kullanılan yazılımlardır. Dijital diş hekimliğinde CAD yazılımlarında temel olarak iki dosya formatı kullanılır. Kemik anatomisini değerlendirmek için Konik Işınlı Bilgisayar Tomografi'den (KIBT) elde edilen DICOM dosyaları ile protetik tasarım ve cerrahi şablonların üretimi için intraoral/ekstraoral tarayıcılardan elde edilen STL dosyaları. Söz konusu yazılımlardan maksimum fayda elde edebilmek için her iki formattaki dosyaların yazılıma birlikte yüklenmesi önemlidir.

3. Restorasyonu katı bir restoratif malzeme bloğundan eksiltmeli veya eklemeli imalattan imal etmek için bir frezeleme cihazı [18].

Bileşenlerinin konumuna bağlı olarak, sistemin üç farklı üretim konsepti mevcuttur:

1. Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri: Sisteminin tüm bileşenleri klinikte bulunmaktadır. Bu nedenle, dental restorasyonların üretimi laboratuvar prosedürü olmadan doğrudan hasta başında gerçekleştirilebilir. Dijitalleştirme aracı, çoğu klinik durumda geleneksel bir ölçünün yerini alan ağız içi kameradır. Bu, zamandan tasarruf sağlar ve hastaya tek bir randevuda gerekli restorasyonları sunar. Cerec Sistemi (Sirona) bu kategorinin öncüsüdür. Cerec sistemi su soğutmalı çalıştığı için cam seramikten yüksek performanslı oksit seramiğe kadar çok çeşitli malzemeler bu sistemde işlenebilir [19].

2. Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri: Bu üretim varyantında, diş hekimi geleneksel yöntemle aldığı ölçüyü, önce bir ana modelin üretildiği laboratuvara gönderir. Restorasyonların geri kalan CAD/CAM üretim aşamaları laboratuvar ortamında gerçekleştirilmektedir. Tarayıcı aracılığıyla, ana modele dayalı olarak üç boyutlu veriler üretilir ve elde edilen veriler dental tasarım yazılımı

aracılığıyla işlenir. CAD işleminden sonra veriler, frezeleme cihazına gönderilir. Everest (Kavo Dental, Lake Zurich, IL), CERCON Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, PA), Hint – Els Denta CAD System (Hint-ELS, Griesheim, Germany), Denzir™ (Decim AB, Skelleftea, Sweden), CEREC in Lab (Sirona Dental System) laboratuvarında kullanılan sistemlere örnektir [20].

### 3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

Bir freze merkezinde merkezileştirilmiş bu üretim yönteminde, veriler dış laboratuvarından "uydu tarayıcıları" aracılığıyla internet üzerinden bir üretim merkezine gönderilir. Son olarak üretim merkezi, hazırlanan protezi laboratuvara gönderir. Birinci ve ikinci üretim aşamaları dış laboratuvarında, üçüncü aşama ise merkezde gerçekleşir. Procera, Lava ve Turbodont sistemleri bu şekilde çalışmaktadır [19, 21].

#### 2.4 CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Yöntemleri

CAD/CAM cihazları tarafından çeşitli materyallerin işlenebilmesi, sistemin kendi üretim sistemine bağlıdır. Üretim aşamasında temel olarak 2 yöntem bulunmaktadır.

1. Üretim sürecinde bir materyalin eksiltilmesi (Subtractive Manufacturing).
2. Materyalin birbirine eklenmesi (Additive Manufacturing)

En fazla kullanılan eksiltmeli yöntemde önceden sinterlenmiş bir bloktan 3, 4 ya da 5 eksenli frezleme sistemlerini içeren frez makinesinde tasarlanan yapının freze yapılarak üretimi gerçekleştirilir. Bu freze sistemlerinin klinik kullanıma yönelik üretilmiş olanları da bulunmaktadır. Tasarım verisi STL dosyası olarak frezleme sistemine gönderilir. Bu sistemlerde kullanılabilen materyaller mum, polimetilmetakrilat, kompozit reçineler, yüksek performanslı polimerler, metaller, seramikler, seramik parçacıklarla güçlendirilmiş polimerlerdir.

Eklemeli üretim 3D baskı olarak da adlandırılmaktadır. Cerrahi rehber yapımı, geçici restorasyonlar, oklüzal splintler, gece plağı, ortodontik aparat yapımında kullanılmaktadır. Bu sistemde 3D tasarlanan modele göre çeşitli malzemeler (kompozit, metal ve seramik gibi) katman katman eklenerek baskı yapılır. Eklemeli üretim, eksiltmeli üretime göre daha az malzeme kullanılır ve daha az enerji tüketir.

3D yazıcının kapasitesine göre üretilmiş modelin çözünürlüğü, keskinliği ve gerçek boyutlara uygunluğu değişmektedir. 3D yazdırılabilir malzemelerdeki son gelişmeler 4D olarak adlandırılan yeni nesil baskıların gelişmesine imkan sağlamıştır ve 3D baskı dördüncü boyut olan zaman ile birleştirilmiştir [22].

Seramikler eklemeli üretim yöntemi ile direkt ve indirekt olmakla iki yolla üretilir [23].

#### A. Direkt teknik

- Stereolitografi- SLA süreci
- Litografik seramik üretim- LCM süreci
- Malzeme ekstrüzyonu
- Malzeme püskürtme/nanoparçacık püskürtme
- Bağlayıcı püskürtme
- SLS süreci
- Lamine nesne yerleştirme süreci

SLA, ışığa duyarlı seramik karışımın kontrollü polimerizasyonuna dayanan bir 3B baskı teknolojisidir. Bu yöntemde karışımın yüzeyi, nesnenin şekline uygun bir modelde ışıklandırılır. Bu amaçla, bilgisayar kontrollü lazer ışını, ultraviyole (UV) ve dijital ışık projeksiyonu (DLP) kullanılmaktadır. Bu ışık kaynağı, rezin kaplı seramik karışımının belirli bölgelerinin polimerizasyonunu tetikler.

Tam konturlu kron üretimi için Litografik seramik üretim (LCM) yöntemi, tarama ve tasarlanma işleminden sonra, dijital ışık işlemeye (DLP) dayanmaktadır. LCM süreci sırayla şöyle işler:

1. Tarama ve Tasarım- ilk olarak, çeneler taranır ve restorasyonun tasarımı gerçekleşir,
2. LCM- 3B baskı prensipleri temel alınarak DLP ile tam kron oluşturulur,
3. Yeşil Gövdelerin Hazırlanması - "yeşil gövdeler" organik bağlayıcı içermektedirler ve yarı sinterize kronlardır,
4. Termal Ayırıştırma- yeşil gövdeler 1000 °C'de termal ayırıştırmaya tabi tutulurlar,

5. Beyaz Gövde Oluşturma- termal ayrıştırma sonucunda tam sinterize edilmiş, dayanıklı beyaz gövde oluşur.

Nesne oluşturulurken, baskı ve destek filamentleri ısıtılmış başlıktan geçerek z ekseninde hareket eden bir yapı platformuna katman katman ekstrüde edilir. Başlık, x ve y yönlerinde hareket ederek her kesit katmanının şeklini oluşturur ve malzeme başlık tarafından çıkarıldıktan hemen sonra katılaştır.

Toz bazlı füzyon yöntemi kapsamında, malzeme toz halinde altyüzeyi oluşturan platforma, silindirler yardımıyla yerleştirilir. Daha sonra, üretilen CAD dosyasının kesit yapısına göre, seçici olarak toz partiküllerini birleştirmek üzere lazer veya elektron ışını kullanılır. Platform, basılan her katmanın kalınlığı kadar aşağı iner ve bu adım, nesne bitene kadar tekrar edilir.

Mürekkep püskürtmeli baskı yönteminde, oluşturulacak yapı platformuna süspansiyonlar katman katman biriktirilir. Eklemeli üretim yöntemleri arasında, bu baskı yöntemi tamamen homojen parçaların üretilebileceği tek yöntem olarak öne çıkar [24].

**Tablo 2.1:** Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan seramik çeşitleri

Eklemeli Üretim Yöntemleri	Seramik
1.Steriolitografi	Zirkonya, Alüminyum
2.Malzeme ekstrüzyonu	Feldspatik porselen, Zirkonya
3.Toz yataklı füzyon	Feldspatik porselen
4.Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı	Zirkonya
5.Bağlayıcı püskürtme	Feldspatik porselen

#### B. İndirekt teknik

- Dekema tarafından Trix baskı (Freilassing, Almanya) işlemi
- IPS e.max Dijital Baskı Vivadent'in Mum Ağacı (Schaan, Lihtenştayn)

Dekema, preslenebilir seramiklere Trix sistemi ile yeni bir perspektif sunmaktadır. Bu yöntem, dijital tasarımın avantajları ile kanıtlanmış Tasarımı–Ivoclar seramik

presleme teknolojisinin verimliliğiyle bir araya getirmektedir. Sistem, mumlamadan preslemeye kadar olan tüm aşamaların dijital haritasını oluşturarak işlemleri yönlendirir [23]. Üretim aşamalarının sırası:

1. Tarama ve CAD tasarımı
2. Üç adede kadar pres pistonu için döküm boşluğu ve yer tutucuların otomatik entegre edilmesi
3. Dekema Trix Print 3D yazıcıyı kullanarak 3B baskı
4. Baskı
5. Bitim ve cilama

Eksiltmeli yöntemle CAD/CAM sisteminde önceden sinterlenmiş blok formundaki çeşitli seramik materyallerden inley, onley, endokron, implantüstü ve dişüstü kron, köprü gibi tam kontur restorasyonlar üretilebilir. Seramik tozlar bir bağlayıcı eklenerek kalıpta preslenir. Bağlayıcı madde, tozun bir arada tutularak kalıpta oluşturulan blok formunun presleme sırasında değişmemesine yardımcı olur. Bloklar, bağlayıcıyı uzaklaştırmak amacıyla fırına transfer edilir ve sinterlenir. Bu bloklardan frezelenmiş restorasyonlar, geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla daha yüksek yoğunluk ve mekanik özelliklere sahip olurlar [25].

## **2.5 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajlar ve Dezavantajları**

CAD/CAM uygulamalarının kullanımı birçok avantajı beraberinde getirmiştir. Bunlar, geleneksel ölçü yöntemlerinin olmaması, azalmış hata potansiyeli ve çapraz kontaminasyonlar, tek seansta daha uyumlu protezler yapılabildiği için zaman kaybının engellenmesi, geçici kron hazırlama gibi ek işlemlerin ortadan kalkmasıdır. CAD/CAM blokların geliştirilmesi ile mikroporozite ve yüksek ısıdaki fırınlama işlemleri sonrası oluşan boyutsal problemler elimine edilmiştir. Bununla birlikte, bu sistemlerinin dezavantajları da bulunmaktadır. Bu faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin taranması zor olabilir, bu nedenle iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelebilir [2].

## **2.6 CAD/CAM Sisteminde Kullanılabilen Materyaller**

CAD/CAM sistemlerinde kullanabilen materyaller 4 grupta incelenir:

1. Seramikler
2. Polimerler
3. Kompozitler
4. Metaller

### **2.6.1 Seramikler**

Porselen olarak bilinen seramik malzemenin diş hekimliğinde özel bir yeri olduğu söylenebilir çünkü kompozitlerde ve cam iyonomerlerde kaydedilen birçok ilerlemeye rağmen hala estetik açıdan en hoş sonucu verdiği kabul edilmektedir. Rengi, şeffaflığı ve canlılığı açısından seramik, hiçbir malzeme ile karşılaştırılmaz. 1980'lerden itibaren, seramik kullanım endikasyonu kron, inley/onleyler, kısa boşlukları olan ön köprüleri kapsardı. Son yıllarda, diş hekimliğinde CAD/CAM le birlikte yeni seramik materyallerin kullanımı ile posterior kron ve köprüler yapılabilir duruma gelmiştir [26].

### **2.6.2 Dental seramiklerin tarihçesi**

Yunanca 'keramos' kelimesinden üretilen, topraktan yakılarak veya pişirilerek elde edilen bir malzemeyi ifade eder. Bu malzeme insanlar tarafından yapısal olarak değiştirilerek günümüze kadar gelen ilk inorganik, cam fazında kristalin bir materyaldir. M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmaya başlamış, daha sonra 16. yy. da Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Avrupalılar 17.yy başlarında seramik üzerine çalışmalar yapmaya başlamıştır [27].

Porselenin diş uygulamaları, 1774 yılında Alexis Duchateau adlı bir Fransız eczacının fildişi takma dişlerini porselenle değiştirme fikri ile başlamıştır. Fransız diş hekimi Planteau, 1817'de Amerika Birleşik Devletleri'ne porselen dişleri tanıttı ve bir sanatçı olan Peale, 1822'de Philadelphia'da bu dişler için bir pişirme işlemi geliştirdi [28].

Diş hekimliği tarihinde seramik kullanımı önemli gelişmelerle ilerlemiştir:

- 1965 - McLean ve Hughes, metal destek kullanmadan fırınlanmış, alumina kristalleri ile güçlendirilmiş yüksek dayanıklı bir seramik alt yapı geliştirmişlerdir.
- 1984- Adair ve Grossman tarafından dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir.
- 1990'lar- basınçla şekillendirilen cam seramikler piyasaya sürülmüştür.
- İlerleyen dönemlerde yüksek alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği (örneğin Procera All-Ceram, Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) geliştirilmiştir.
- Sonrasında itriyum ile takviye edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) seramik (Y-TZP), alt yapı materyali olarak üretilmekle beraber hem de tek tabaka olarak uygulama alanı da bulmuştur [26].

Bu gelişmeler, diş hekimliğinde seramik kullanımının evrimini göstermektedir[26, 28, 29].

### 2.6.3 Dental seramiklerin yapısı ve özellikleri

Merkezinde çekirdek yapısına sahip bir silisyum atomu bulunan ve çevresinde dört oksijen atomunun yer aldığı matriks görevi gören yapı, silisyum tetrahedral olarak adlandırılır. Bu yapı, kovalent ve iyonik bağların birleşimiyle oluşur ve tam seramikler ile tüm metal ve seramik karışımı malzemelerde kullanılan veneer porselenin cam oluşturucu yapısını temsil eder [31]. Dental seramiklerdeki bu bağlar, kimyasallara karşı direnç, yüksek elastisite modülü, sertlik ve stabilite gibi avantajlar sağlarken, aynı zamanda kırılma gibi önemli bir dezavantaja da yol açar [32]. Silisyum tetrahedral, dental seramiklerin yapısını oluşturan feldspar, kaolin ve kuvarzın içine girer, böylece özgün bir kompozisyon oluşturur. Dental seramiklerin yapısında genellikle %75-85 oranında feldspar, %12-22 oranında kuvarz (silika, kum) ve %1-5 oranında kaolin (kil) bulunmaktadır.

Feldspat, doğal olarak oluşan bir mineraldir ve cam matriksin oluşmasından sorumludur. En düşük eriyen bileşiktir ve 1250°C'den 1500°C'ye ısıtıldığında kaolin ve kuvarz ile birleşerek cam oluştururlar. Kullanılan porselenlerin çoğu potasyum feldspat içerir, bu da pişirilmiş restorasyonlara yarı saydamlık kazandırır [30]. Sodyum feldspat, porselenin yarı saydamlığını etkilemediği için kullanılmadı [31].

Kuarts, yüksek erime sıcaklığına sahiptir (1700 °C) ve porselenin pişme sıcaklığında aynı kaldığı için çerçeveyi sağlayıp ısıl genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sonucu ortaya çıkabilecek boyutsal değişiklikleri önler. Porselenin dayanıklılığını artırır ve materyale şeffaf bir görünüm verir [32].

Kaolin, adeziv özellikleri nedeniyle su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvama dönüşerek hamurumsu bir yapı oluşturur; kuvarz ve feldspat ile birleştiğinde ise bağlayıcı bir rol üstlenir. Bu etkileşim, seramiğin işlenebilirliğini artırır ve pişmemiş porselenin şekillendirilmesini kolaylaştırır. Ayrıca, kaolin porselen restorasyonlara opaklık kazandırma özelliğine sahiptir, bu nedenle dental porselenlerde sınırlı miktarlarda kullanılır. Ancak günümüzde, porselen sistemlerinde kaolin içeriği düşük tutulmayı tercih edilmektedir [33].

Silisyum tetraoksitin işlenebilir kıvama gelmesi için bazı ilavelerin yapılması gerekmektedir. Bunun için akışkanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, opaklaştırıcı ajanlar, renk pigmentleri ve lüminesans özelliği veren ajanlar kullanılır [34].

#### **2.6.4 Seramiklerin sınıflandırılması**

Sınıflandırma sistemleri, seramiğin anlaşılmasına, özellikle farklı malzemelerin karşılaştırılmasına yardımcı olmakta faydalıdır. Sonuç olarak klinisyenler, hasta için klinik olarak en uygun materyal ve maksimum başarıyı sağlamak için gereken simantasyon protokolü hakkında bilinçli bir karar verebilir. İdeal sınıflandırma sistemleri, sürekli olarak geliştirilmekte olan yeni malzemelerin kolayca eklenebileceği net gruplandırmalara sahip olmalıdır. Seramikleri, içeriğine, mikro yapısına, işleme yöntemlerine, pişirme sıcaklıklarına, kırılma direncine, yarı saydamlıklarına, antagonist dişte aşınmaya odaklanan çeşitli sınıflandırma sistemleri formüle edilmiştir. Bunlardan mikroyapı ve kimyasal içeriğine göre sınıflandırma sistemleri daha çok kullanılmaktadır.

Mikroyapıya dayalı sınıflandırmada seramikler, camın kristal içerik oranına göre sınıflandırılır [35]:

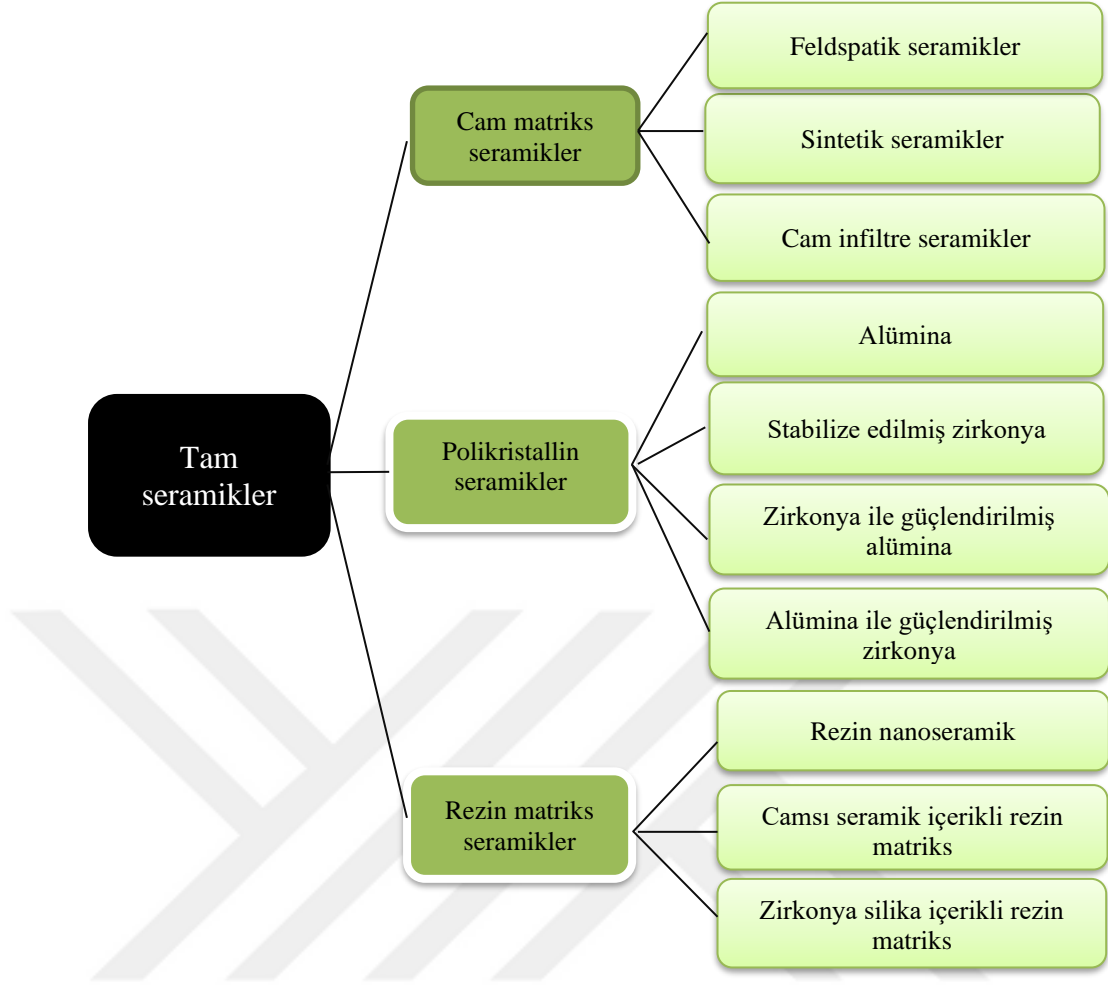
- Kategori 1: cam bazlı/silika bazlı
- Kategori 2: kristal dolgulu cam bazlı

- Kategori 3: cam dolgulu kristal bazlı
- Kategori 4: polikristalin katılar

Kristal içerik oranı, mukavemet ve optik özellikleri etkileyen malzeme özellikleri üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Genel olarak, daha yüksek camsı matris içeriğine sahip bir seramik, daha yüksek yarı saydamlığa sahiptir ancak daha düşük mukavemete sahip olacaktır. Bununla birlikte, malzemenin gözenekliliği, kırılma indeksi, parçacık boyutu ve parçacık yoğunluğu gibi başka faktörler de seramik saydamlığını etkiler [25].

Kimyasal bileşimine (içeriğine) göre yapılan daha basit bir sınıflandırma sistemi S. Gracıs ve arkadaşlarının yaptığı sınıflamadır. Bu sınıflamada seramikler ve seramik benzeri materyaller üç ana başlık altında birleşir [1].

- A. Cam matriks seramikler
- B. Polikristalin seramikler
- C. Rezin matiks seramikler



Şekil 2.1: Seramiklerin kimyasal birleşimine göre sınıflandırılması

### 2.6.5 CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen seramikler

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller, restorasyonun yapılacağı bölgeye, hastanın sağlık durumuna, beklentilerine ve ekonomik durumuna, hekimin tercihine göre değişiklik göstermektedir. Materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir[36]

#### 1. Silikat seramikler

- Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar
- Lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
- Zirkonyum oksit ve lityum silikat takviyeli

2. Oksit veya polikristallin seramikler
  - Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar
  - Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar
3. Hibrit seramikler

## 2.6.6 Silikat seramikler

### 2.6.6.1 Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar

Cam esaslı seramiklerden olan feldspatik porselen uzun yıllardır var olmasına rağmen ilk olarak 1723 yılında diş hekimliğinde kullanılmıştır. Feldspat doğal olarak veya tüm yapısal olumsuzlukları gidererek estetiği daha da iyileştirmek için sentetik olarak üretilen, kaolin ( $Al_2Si_2O_5[OH]_4$ ), kuvars ( $SiO_2$ ) ve feldspat ( $KaAlSi_3O_8-NaAlSi_3O_8$ -) içeren bir seramik türüdür. Feldspatik porselenler, diş seramik türlerinin estetik olup, fiziksel olarak dayanıksız olanıdır; bu nedenle, bu malzeme çoğunlukla monolitik restorasyonlardan ziyade seramik korlar üzerine tabakalanmış porselen olarak kullanılır. Feldspatiklerdeki gelişmeler, optik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine bir miktar izin vermiştir [37]. Eğilme mukavemeti değerleri genellikle 60 MPa ile 70 MPa arasında değişmektedir. ISO standardı, bu malzemeleri Sınıf I seramik olarak tanımlar. CAD/CAM sisteminde işlenebilir feldspatik seramik bloklar inley üretimi için kullanılan ilk bloklar arasındadır. Bu blokların cam matrisi içerisinde genellikle %30-35 oranında ve 3-4  $\mu m$  boyutlarında feldspat partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dayanımları 150 MPa, elastik modülleri ise 45-63 GPa civarındadır. Bu tür seramik bloklar, dental restorasyonlar için kullanılan popüler materyallerden biridir ve estetik görünüm ile dayanıklılığı bir araya getirme amacıyla tasarlanmıştır.

CEREC sistemi ile kullanılabilen Vita Mark I ve Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ince grenli feldspatik porselen türleridir. Vita Mark I, fiziksel özellikleri açısından metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselenle benzer niteliklere sahipken Vita Mark II ise 1991 yılında tanıtılmış olup Vita Mark I'e kıyasla daha ince grenli bir yapıya (4  $\mu m$ ) sahip bulunur ve bu sayede bükülme dayanımı artırılmıştır (glaze sonrası 160 MPa). Vita Mark II blokları birçok renk seçeneği sunsa da monokromatik özellikte olup, yani tek bir renk olarak kullanılmaktadırlar [25].

Vita Triluxe, Triluxe Forte, RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 3,4 ve 6 farklı renk tabakasına sahip polikromatik bloklardır. Vitablocs Triluxe Forte, düzenli bir kromaya sahip orta katman (gövde) ile renk doygunluğunda kademeli bir değişiklik içerir; üst katman düşük, daha az yoğun kroma ve yüksek yarı saydamlığa sahiptir; ve alt tabaka en yüksek kroma ve en düşük saydamlığa sahiptir. Bu rafine renk derecelendirmesi, katmanlar arasında daha yumuşak bir renk geçişi sağlayarak doğal diş renginin optik özelliklerini eşleştirmeyi mümkün kılmaktadırlar. Bükülme dayanımları  $155 \pm 15$  MPa'dır [38].

CEREC blok (Sirona, Bensheim Almanya), Vita Mark II ile yapısal benzerlilik gösterir. Bu blokların altı farklı türü vardır: Translüsent, medium ve opak olmak üzere üç renk doygunluğu derecesine sahip. Polikromatik bloklar, restorasyonun ışık geçirme özelliklerine göre doğal diş yapısını taklit ederler. Mineye benzer aşınma ve 120 MPa bükülme dayanımı göstermektedirler. Bu CEREC bloklarının kullanım alanları, inley, onley, laminate veneer, parsiyel kron ve ön-arka bölge tek kronudur [39].

#### **2.6.6.2 Lössit ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik**

Hacimce %45'e kadar ve %50 den fazla tetragonal lösit içeren lösit takviyeli seramikler tam seramik restorasyonların üretimi için kullanılmaktadır. %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit içermektedirler [40].

Cam matriksinde lösit doldurucuların bulunması feldspatik seramiklerden farklılık göstermektedir ve önemli avantajları vardır. Lössit, termal genleşme katsayısını değiştirebilir, çatlak ilerlemesini engelleyerek malzemenin dayanımını arttırabilir [41]. Bundan başka lösitin ışık kırma özelliği feldspatik seramiklere benzerdir ve bu translusensiyi sağlamak açısından önemlidir. Diğerleri ise lösitin asitlemeye camdan çok daha hızlı tepki vermesidir. Lössit ile güçlendirilmiş seramiklerin aşındırması doğal dişle benzerdir. Ana dezavantajları, ekipmanın ilk maliyeti ve diğer tam seramik sistemlerle karşılaştırıldığında nispeten düşük dayanıma sahip olmasıdır [42, 43].

Lössit içerikli IPS-Empress sistemi 1983 yılında İsviçre Zürih Üniversitesi'nde geliştirildi. Ivoclar Vivadent 1986 yılında geliştirme projesini devraldı ve 1990 yılında mesleğe sundu. Üreticiye göre inlay, onlay, anterior kron ve kaplamaların imalatı için uygundur. Mekanik özellikleri ilgili yükleri taşıyamayacak kadar düşük olduğundan,

bu malzemenin posterior kuronlar veya herhangi bir köprü şekli için kullanımı henüz kontrendikedir.

ProCAD ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), yapısal olarak IPS-Empress'e benzeyen seramik blok türleridir. %40- %45 oranında lösit ile güçlendirilmiş seramikten oluşurlar. Bu blokların temel farkı, üretim işlemini optimize etmek ve frezleme hasarını önlemek amacıyla ProCAD'e göre daha ince partikül büyüklüğüne sahip (%45 oranında 1-5  $\mu\text{m}$ ) lösit içeriğine sahip olmalarıdır [40].

### **2.6.6.3 Lityum disilikat ile güçlendirilmiş**

Endikasyon aralığını genişletmek, yüksek mukavemet ve kırılma tokluğuna sahip yeni bir cam seramiğin geliştirilmesi amacıyla 1988'de lityum disilikat çekirdek malzeme olarak kullanılıp daha sonra IPS Empress 2 olarak pazarlandı. Bu ürün tekrar 2009 yılında IPS e.max Press olarak sunuldu. Empress 2'den farklı olarak, e.max, daha küçük ve daha düzgün dağılmış kristallerden oluşur. E.max'ın mükemmel optik özelliklere sahip olması, renkli ışığın soğrulması, iletilmesi, kristalliği, kırılması ve yansımaları, eğilme mukavemetinde önemli artışı, geliştirilmiş bükülme mukavemeti (300 MPa) ve kırılma eğilimi (2,9 MPa • m<sup>0,5</sup>) kaplama seramiğine ihtiyaç duymadan dişin doğal anatomisini taklit eden tek parça restorasyonların üretilmesine yol açmıştır [44] [45]. Endikasyonu: inley, onlay, kron ve üç üniteli köprüler için uygundur. Bu ürünler daha sonra doğal dişlerin optik özelliklerini taklit etmek için bir floroapatit cam-seramik ile kaplanır [44].

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) isimli bu materyal, mavi-mor seramik bloklardır. Ara kristalleşme fazı olan ilk aşamada lityum meta-silikat kristalleri içeren bloklar aşırı frez aşınması olmadan kolay millenebilir. 840-850°C sıcaklıkta ikinci ısıl işlem aşamasından sonra meta-silikat faz tamamen çözünerek lityum disilikat oluşur. Bu üretim sürecinin sonucunda, ince gren yapılı lityum disilikat kristali içeren bir cam matriks oluşur. Materyal rengi mavi tonundan son ürün rengine dönüşür ve bükülme dayanımı 360 MPa seviyesine yükselir.

Farklı translüsensi değerlerine, yüksek ışık geçirgenliğine sahip lityum disilikat blokları mevcuttur. Renklenmiş dişlerin restorasyonunda, tabakalama tekniğiyle

kullanılması uygun görülmüştür. İnce lamina, veneer, okluzal veneer, inley/onley, kron, üç üye köprü (2. premoların anterioru), veneer materyali olarak uzun köprüler (CAD-on), 2. premoların anterioru implantüstü kron, hibrit abutment, hibrit abutment kron'dur [46].

Rosetta SM ve Amber Mill (HASSBio, Kangneung, Korea) dayanımı 400-450 MPa olan lityumdisilikat bloklardır. Yaklaşık 840- 850°C de tam kristalleşiyor. Endikasyonu inlay, onlay, tam kron ve ön bölge 3 üyeli köprülerdir.

**N!ce** (Straumann, Freiburg, Germany). Tamamen kristalize olan bu bloklar 350-400 MPa dayanıklığa sahiptir. Millenmesi ve parlatılması kolay olan bu malzemelerden inlay, onlay, dişüstü ve implantüstü kronlar yapılabilir. Minimum kalınlık miktarı  $\geq 0.6$  mm dir [47].

Yüksek mekanik ve estetik performans elde etmeyi amaçlayan Vita (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Dentsply (Dentsply Sirona, Almanya) adlı iki şirket zirkonya ve cam seramiklerin pozitif özellikleri birleştirerek mekanik açıdan geliştirilmiş zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat seramik bloklar ürettiler (ZLS). Bu malzemeler benzer mikro yapılar sergiler: homojen bir camsı matris, yuvarlak ve mikrometrik altı ince uzun lityum metasilikatlar ve lityum ortofosfat tanelerinden yapılmış bir kristal bileşen içerir; bunlara ek olarak, mukavemet değerlerinin artırılması amaçlanan tetragonal zirkonya (yaklaşık %10) dolgu maddeleri eklenir. Bir kristalleştirme işleminden sonra lityum disilikat taneleri üretilir [48].

**Vita Suprinity** (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ön ve arka bölge kronları, implant üstü yapıları, veneerler, inley ve onleyler gibi endikasyonlar için önerilmektedir [50]. İnce grenli yapısı nedeni ile estetikdir [49]. Bloklar, prekristalize yapıya sahiptir ve frezeleme işlemi bu aşamada kolaylıkla gerçekleştirilir. Frezeleme işlemi sonrasında malzeme 840°C'de fırınlanır. Kristalleşme sonrası kırılma dayanımı 2 kat yükselir. T ve HT olmak üzere iki çeşitte olan blok, hem monolitik olarak tek tabakalı, hem de alt yapı materyali olarak kullanılabilir [50].

#### 2.6.6.4 Zirkonyum oksit ve lityum silikat takviyeli

Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) tam sinterize bloktur, lityum oksit ve silisyum dioksit'e ilave olarak %10 oranda zirkonyum dioksit içerir. Kristalize formda millemeyi takiben fırınlama uygulanmadan simante edilebilir. Fırınlandığında ise bükülme dayanımı artmaktadır (370 MPa). Fırınlama polisajlamayı takiben kuru olarak ya da glaze ve renklendirici ajanlar uygulayarak yapılabilir. HT ve LT olmakla iki farklı ışık geçirgenliğine göre sahiptir. HT blok inley, LT blok kronlar için önerilir [48].

#### 2.6.6.5 Oksit seramikler ve polikristalin

Oksit seramikler Alümina/Alüminyum oksit, Alümina ve Zirkonya, Alümina ve Magnezya olmakla 3 şekilde kullanılmaktadır.

Alümina/Alüminyum oksit, alüminyumun tek katı oksit formudur ( $Al_2O_3$ ) ve bir tür polikristal malzemedir. 1960'ların ortalarında, McLean ve Hughes, feldspatik bir camdan alümina ile güçlendirilmiş porselen malzeme geliştirdi. Malzeme, %40-50 alümina içeren feldspatik bir camdan oluşur. Alümina parçacıkları camdan çok daha güçlüdür ve çatlak ilerlemesini önlemede kuvarstan daha etkilidir ve çatlak durdurucu görevi görür. Feldspatik porselenin eğilme mukavemeti en iyi ihtimalle yaklaşık 60 MPa iken, bu alüminöz çekirdekli porselenler için 120-150 MPa'ya çıkar. Ama alümina, porselenin donuk ve opak görünmesine neden olur [51]. In-Ceram sisteminin üreticisi (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kusurların azaltılması, mukavemeti ve kırılma dayanıklılığını iyileştirmek için yeni bir teknoloji konsepti geliştirdi. Feldspatik cama dahil edilebilecek alümina miktarı yaklaşık %40-50 hacim ile sınırlı ise, bu çekirdek malzeme ~ %85'lik bir alümina içeriğine sahiptir.

Alümina ve Zirkonya içerikli, ticari olarak temin edilebilen dental ürün olan In-Ceram Zirkonya (Vident™, Brea, CA) In-Ceram Alümina'ya benzer şekilde üretilmektedir. In-Ceram Alumina'ya hacimce %33 serya ile stabilize edilmiş zirkonya (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir [52]. In-Ceram Zirkonya'nın In-Ceram Alumina'dan daha yüksek eğilme mukavemetine sahip olduğu rapor edilmiştir. In-Ceram Zirkonya'nın kullanıma girmesiyle, posterior sabit köprü endikasyonu mümkün olabilir duruma gelmiştir [53].

Alümina ve Magnezya içerikli Spinell ( $MgAl_2O_4$ ) doğal bir mineraldir. Yüksek mukavemeti ve son derece yüksek erime noktası ( $2135^{\circ}C$ ) nedeniyle diş hekimliği açısından önemlidir. Spinell ayrıca kimyasal olarak inerttir ve düşük elektriksel ve termal iletkenliğe sahiptir, ancak en önemlisi benzersiz optik özelliklere sahiptir. Yaklaşık 350 MPa'lık orta derecede bir güce ve iyi bir saydamlığa sahiptir. In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) cam infiltre seramik grubunda en fazla ışık geçirgenliğine sahip olan materyaldir. Kristal fazının kırılma indeksinin caminkine yakın olması nedeniyle In-Ceram alüminadan iki kat daha fazla yarı saydamdır.

Polikristalin seramikler ise zirkonya veya alümina kristallerinin havasız, yoğun, camsız, %100 polikristal yapı oluşturmak üzere doğrudan birlikte sinterlenmesinden oluşan malzemelerdir. Atomları düzgün kristal düzeninde dizilmiştir ve bu dizilim çatlak ilerlemesinde az yoğun ve düzensiz atom ağına sahip olan camdan daha zor olmaktadır. Ortaya çıkan seramik, inanılmaz bir kırılma tokluğuna sahiptir, ancak diğer seramiklerin aksine, camsı bir matriks olmadığı için asitlenebilir değildir. Bu seramikler, indirekt restorasyonların çekirdek alt yapıları olarak metalin yerini almıştır. Bu malzemenin mukavemeti, işlem süresini büyük ölçüde etkiler ve kısmen sinterlenmiş veya daha sonra tam yoğunluğa kadar sinterlenebilen bir blokla kıyasla tamamen yoğun bir bloğu öğütmek için saatler gerektirir. Polikristal yapı aynı zamanda malzemenin opaklığını da etkiler ve bu nedenle mevcut gelişmeler bu kategorideki seramiklerin daha yarı saydam versiyonlarını sağlamıştır. Bu yüksek dayanıklılıktaki seramikler uygun estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik cam seramikler ile kaplanarak kullanılmaktadırlar [35, 54].

#### **2.6.6.6 Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar**

%100 alüminyum oksit kristalleriden oluşan bu materyaller yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Bloklar presinterize formda üretilir ve üretim işlemi tamamlandıktan sonra  $1520^{\circ}C$  gibi yüksek bir sıcaklıkta fırınlanırlar. Kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerindedir ve bükülme dayanımı ortalama olarak 610 MPa civarındadır. Bu bloklar, dental restorasyonlarda yüksek dayanıklılık gerektiren durumlar için tercih edilir. Sinterleme büzülmesini telafi etmek için (%12 ila %20 lineer), bilgisayar destekli

tasarımla büyütülmüş bir kalıp üretilir. Son adımlar yarı saydam porselen ile kaplama, boyama ve cilalama ile bitirilir [55].

Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç), In-Ceram Al (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), tam yoğunlukta polikristalin seramiklerdir. Yüksek kristal içeriği ve düşük porozite oranının materyale üstün mekanik özellik sağladığı düşünülmektedir. Yüksek bükülme dayanımına ve opak bir yapıya sahiptirler.

#### **2.6.6.7 Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar**

Yaygın olarak kullanılan zirkonya terimi, bir metal olan zirkonyum elementinin dioksitini ifade eder. Zirkonya yüksek dayanıklı bir seramiktir ve ortopedik malzeme olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliği dünyasında zirkonya, estetik ve indirekt restorasyonlar sağlamak için yaygın olarak kullanılır. Posterior indirekt restorasyonlar için en iyi tercihlerden biridir ve tabakalı zirkonyum anterior indirekt restorasyonlar için ikinci tercihtir [56]. Atmosfer basıncı altında, saf zirkonya üç farklı kristal yapı sergileyebilir. 2367 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda zirkonya kübik bir yapıya sahiptir. 1167 °C ile 2367 °C arasında zirkonya tetragonal, 1167 °C'nin altında yapı monoklinikdir. Tetragonalden monoklinik faza geçiş, toplu zirkonya numunelerinde çatlaklar oluşturan ve mukavemet ve toklukta azalmaya neden olan %3 ila %5'lik bir hacim artışıyla sonuçlanır. Bu durumda saf zirkonya dental restorasyonlarda kullanışsız olacaktır. Bu sorun Mg, Ca, Sc, Y veya Nd kullanarak yüksek sıcaklıktaki dörtgen faz oda sıcaklığında stabilize edilerek ortadan kaldırılmıştır. Bu şekilde, tetragonalden monoklinik faza dönüşüm gerilimleri önlenir, mikro çatlaklar önlenir ve tetragonal fazın pozitif mekanik özellikleri korunur. Yüksek sıcaklıktaki tetragonal fazı oda sıcaklığında stabilize etmek için başka bir olasılık, kristal boyutunu 10 nm'nin altına düşürmektir [57].

Zirkonyayı stabilize etmek için tercih edilen oksit itriyum oksittir ve bu oksit diğerlerine kıyasla daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir, ancak sinterlemeyi zorlaştırabilir. Oksitler, tetragonal veya kübik fazı kısmen veya tamamen stabilize etme yeteneğine sahiptir; bu nedenle bu, zirkonya mikro yapısını sınıflandırmak için kullanılmaktadır:

1. Tam stabilize zirkonya (FSZ)
2. Kısmen stabilize zirkonya (PSZ)
3. Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP)

Tam stabilize zirkonya, %8 moldan fazla itriyum oksit içeren zirkonyanın kübik fazını içerir. Kısmen stabilize zirkonya, nano boyutlu tetragonal veya monoklinik fazlı zirkonyadan oluşan kübik bir matristir. Tetragonal zirkonya polikristalleri ise, itriya ile stabilize edilmiş, çoğunlukla tetragonal fazdan oluşan zirkonya malzemeleridir. Yüksek dayanımlı zirkonya, itriyumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleridir ve 3, 4 veya 5 mol olan itriyum oksidin mol yüzdesine göre sınıflandırılabilir. Mol yüzdesi malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler. %3 mol itriya (3Y-TZP) içeren zirkonya, 85–90% tetragonal faz içerir, en opak, ancak en güçlü formdur. Oysa %5 mol itriya (5Y-TZP) %50 kübik fazdır ve daha yarı saydamdır [56].

Zirkonya bazlı seramikler, farklı yoğunluklarda 3 faz altında bulunurlar.

1. Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar: Yeşil fazda olan bu yumuşak blokların aşındırmaları kolaydır, ama poröz yapıdadır ve stabilitesi düşüktür. Tam sinterlenmesi sonucunda %25 hacim kaybına uğrar.

2. Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar: Üretiminde kullanılan bağlayıcı madde sinterleme sırasında elimine edilir. Sinterlemeden sonra %20-25 oranında olan büzülme restorasyonun daha büyük üretilmesi ile telafi edilir.

3. Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar: Tam sinterize bloklarda sinterlenme sonrası büzülme ve distorsiyonu olmaz, ayrıca sinter fırınına ihtiyaç duyulmaz ve sinterleme için gereken zamandan tasarruf sağlanmış olur ve final boyutlarında üretilirler. Fakat sert yapı için uzun aşındırma zamanı gerekmektedir [58].

DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre), tam sinterize bir seramik bloktur. Blokların ışık geçirgenliği derecesine göre Premium, T ve HT olmak üzere üç çeşidi vardır. Bükülme dirençleri 600-1400 MPa'dır. Trtanslüsens arttıkça bükülme direnci azalmaktadır. Blokların ışık geçirgenliğinin lityum disilikat seramiklere benzer ve kırılma direncinin ise yüksek olduğunu iddia edilmektedir. Blokların endikasyonları arasında ön ve arka bölge kron ve köprüler yer almaktadır [37].

LAVA Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD), 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit bloklardır. Bu blokların bükülme direnci 1048 MPa seviyesindedir. Bu malzemenin kullanım endikasyonları arasında ön ve arka bölge kronları, splintlenmiş kronlar, 3-4 üye köprüler, kantilever köprüler, 3 üye inley-onley köprüler, ön bölge adeziv köprüler, teleskop primer kronlar, implant destekli kronlar ve 2 implant destekli 3 üyeli sabit protezler bulunmaktadır.

Cercon HT ve Cercon XT (Dentsply Ceramco, York Pa, ABD) blokları, sırasıyla 3 mol itriyum ve 5 mol itrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit malzemeleridir. Genellikle sabit protez altyapıları için kullanılırlar ve yeni HT ve XT versiyonlarıyla monolitik üretim de mümkündür. Bükülme dirençleri 1200 ve 750 MPa olarak ölçülen bu malzemeler, özellikle ön ve arka bölge kronları ile köprüler için idealdir. Ancak inley köprülerde kullanımı önerilmez.

E.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), 3, 4, 5 mol itriyum ile stabilize edilmiş ve ışık geçirgenliğine göre Classic, LT, MT ve HT olmak üzere dört farklı türde bulunmaktadır. Blokların translüsensi arttıkça bükülme dayanımı azalır ve genellikle 850-1200 MPa arasında değişir. E.max ZirCAD blokları, CAD-on tekniği kullanılarak E.max CAD ile kombine şekilde kullanılabilir [56].

Procera Zirconia (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) ve In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya), itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit bloklardır. Procera Zirconia'nın bükülme direnci 1200 MPa, In-Ceram YZ'nin ise 900 MPa'dır. Bu blokların endikasyonları arasında ön ve arka bölge kronları ile ön ve arka bölge köprüleri bulunmaktadır.

Denzir-M (Dentronic) (Decim AB, Skelleftea, İsveç), magnezya ile stabilize edilmiş (Mg- PSZ), kübik matriks içerisinde tetragonal kristallerin bir araya geldiği 2 fazlı bir malzemedir. Pöröz yapısı nedeniyle yüksek aşınma oranına sahip olabilir. Y-TZP ile karşılaştırıldığında, veneerleme sonrası daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğu gözlemlenir.

NanoZR (Hint, Els, Griesheim) alümina, matriks içerisinde homojen şekilde dağılarak serya ile stabilize edilmiş zirkonyanın bükülme dayanımını artırmaktadır. 2010 yılında yapılan bir prospektif çalışma, NanoZR'nin arka bölge sabit protezler için güvenilir bir

altyapı materyali olduğunu göstermiştir. Yüksek bükülme direncine sahip bu materyal ön ve arka bölge kronları ile ön ve arka bölge köprüleri için kullanılmaktadır.

Katana (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya), itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Üç farklı türü mevcuttur: HT, STML ve UTML. Bükülme dirençleri sırasıyla 1125, 750 ve 450 MPa'dır. Bu blokların endikasyonları arasında inley/onley, veneer, ön ve arka bölge kronları ile ön ve arka bölge köprüleri bulunmaktadır [37].

### **2.6.7 Rezin matriks seramikler (Hibrit seramikler)**

Seramikler ve rezin kompozitler, diş rengindeki özelliklerinden dolayı indirekt restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, iki malzemenin özellikleri büyük ölçüde farklıdır.

Seramikler ve kompozitlerin avantajları ve dezavantajları arasındaki dengeyi sağlamak amacıyla rezin matriks seramikler geliştirilmiştir. Bu materyaller, seramiklerin sağlamlığı, estetik özellikleri ve biyouyumluluğu ile kompozitlerin işlenebilirliği, düşük aşındırıcılığı ve onarım kolaylığını bir araya getirerek daha iyi bir klinik performans sunmayı hedefler. Bu tür inovasyonlar, diş hekimliği alanında hastaların ihtiyaçlarına daha iyi yanıt vermek ve tedavilerin kalitesini artırmak için önemli adımlardır [59]. ADA, 2013 yılında rezin matriks seramikleri seramik benzeri materyaller olarak sınıflamaya dahil edilmiştir. Genel olarak iki grup altında incelenmektedirler [60].

1. Rezin nanoseramik
2. Camsı seramik içerikli rezin matriks

#### **2.6.7.1 Rezin nanoseramik bloklar**

Lava Ultimate (3M ESPE, Minnesota, ABD), %20 oranında organik matriks içerisinde %80 nano-seramik parçacıklarından oluşan materyaldir. İnorganik nano seramik kısmını silika, zirkonya partikülleri, organik rezin kısmını ise Bis-GMA, UDMA, bisfenol etoksilat, Bis-EMA ve TEGDMA oluşturur. 200 MPa bükülme dayanımı ve esneyebilme yeteneklerinden dolayı kırılmaya ve çatlamaya karşı

dayanıklıdır. Ancak bir araştırmada, özellikle implant üstü tek kronlarda, siman ile bağlantısının başarısız olduğu sonucuna varıldığı ifade edilmiştir [61].

Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), silika ve baryum cam doldurucudan oluşan inorganik, organik kısım ise; Bis-MEPP, UDMA, DMA'tan meydana gelen nanoseramiktir. Küçük ve homojen dağılımlı partiküllere sahiptir ve restorasyonların kenar uyumları iyidir. Bükülme dayanımları karşılaştırıldığında en yüksek değere sahip materyal olarak öne çıkmaktadır [62].

Aşınma dirençleri oldukça iyi olan rezin nano seramikler, karşıt dişte de az aşınmaya neden olur. Kolay freze edilebilir olmaları, uyumlanabilir ve yeniden cilalanabilirliği, renklenmelere karşı dayanıklılığı, ikinci kez fırınlamaya ihtiyaç duymamasından dolayı laboratuvar işlem uygulanmaktadır. Yüksek bükülme dayanımına sahiptirler [63].

Nano seramiklerin zirkonya-silika içerikli küçük bir grubu farklı oranlarda silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler içeren birleşiklerdir. Shofu Block HC (Shofu, Japonya), doğal ışık geçirgenliğine, estetik görünümlü ve kırılmaya karşı dayanıklı materyaldir. Bükülme dayanımı 190-200 MPa arasındadır. Estetik, dayanıklı, minimal invaziv inleyler, onleyler ve implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere geniş bir kullanım endikasyonuna sahiptir.

#### **2.6.7.2 Camsı seramik içerikli rezin matriks**

Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya). 2015 yılında piyasaya sürülen bir materyaldir ve sadece CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilir. Bu materyal, çift ağ yapısına sahip tek hibrit seramiktir ve "Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ" olarak da adlandırılır. Seramik ağ yapısı (%84) ile UDMA ve TEGDMA'dan oluşan organik matriks birbirinin içine penetre olmuştur. Hem seramik hem de kompozitin olumlu özelliklerini birleştirerek, dayanıklılık ve elastikiyet arasında denge kurarak çiğneme kuvvetlerini etkili bir şekilde karşılayabilir. Bu materyaldeki polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi, seramik materyallerde sıkça görülen bir sorun olan çatlak ilerlemesi, azaltılmıştır. Düşük sertlik değeri, feldspatik seramiklere kıyasla dişlerde daha az aşınma meydana getirir, ancak zamanla daha fazla aşınabilir. Yüksek elastikiyet ve dayanıklılık özellikleri sayesinde, sağlam diş dokusunun korunduğu

minimal restorasyonlarda kullanılabilir. Vita Enamic'in bükülme dayanımı 150-160 MPa'dır. Materyalin ışık geçirgenliğine göre T ve HT olmak üzere iki farklı blok türü bulunmaktadır. Bu materyalin endikasyonları arasında inley, onley, ön ve arka bölge kronlar, implant üstü kronlar, minör defektlerin rekonstrüksiyonu (kole defektleri), okluzal veneerler, non-prep veneerler yer almaktadır. Ancak köprü ve parafonksiyonel alışkanlığı olan bireylerde kullanımı önerilmez. Ayrıca, materyalin ince şekilde kazınabilme, kolayca frezlenebilme gibi avantajları da bulunmaktadır. [64].

### 2.6.8 Kompozitler

Preslenmiş seramiğin sınırlı uygulanması ve zirkonya seramiklerde porselen tabakaların sık sık çatlaması nedeniyle araştırmalar yapılmış, rezin bazlı materyaller ve polimerler grubuna ait yeni biyomalzemeler piyasaya sunulmuştur. Bireysel çalışmaların sonuçları, rezin malzemelerinin çiğneme yüklerini eşit şekilde dağıtabildiğini ve uygulanan yükün bir kısmını absorbe edebildiğini göstermiştir. Cam seramik ile karşılaştırıldığında, CAD/CAM kompozit bloklar kolayca üretilir ve onarılır, daha iyi işlenebilirliği, biyouyumluluk özellikleri ile karakterize edilir. Daha yüksek derecede dönüşüm sergilerler, bileşimlerinde daha az toksik monomer kullanırlar ve fotobaşlatıcılardan yoksundurlar [65]. Yeni formülasyon geliştirmeleri, optimize edilmiş polimerizasyon süreçleri ve iyileştirilmiş mekanik özelliklerine rağmen kompozit bloklar genellikle mekanik özelliklerine göre cam seramik malzemeler kadar güçlü değildir. Araştırmalar, eğilme mukavemeti ile ilgili olarak, CAD/CAM kompozitlerinin genellikle lösit seramik malzemeye göre daha yüksek, ancak lityum silikat seramikten daha düşük bükülme dayanımı gösterdiği sonucuna varmıştır [66]. CAD/CAM kompozit rezinlerin ve polimerlerin diş hekimliğinde kullanımı yakın zamanda başlamış olup, özellikleri ve olası klinik kullanımları ile ilgili veriler ve araştırmalar devam etmektedir. Bu iki grup malzeme yapı olarak farklılık gösterse de diş hekimliğinde CAD/CAM makinesi ile aynı işleme şekline sahiptir ve protetik diş hekimliğindeki bazı endikasyonları iç içe geçmiştir. Bu materyaller geçiçi ve daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler [65].

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya), ultra ince zirkonya-silika seramik partikülleri içerir ve bu partiküller bis-GMA, TEGDMA polimer matriksi ve

ile bir araya getirilmiştir. Polimerizasyon süreci fabrikasyon aşamasında tamamlanır, bu nedenle gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir ve uzun süreli geçici yapıların yapımında kullanılabilir [37].

Vita CAD-Temp (Vita) yüksek çapraz bağlantılı mikrofil polimerdir. 40 ve 55 mm blok boyutları mevcuttur ve çok üyeli sabit geçici restorasyonların yapımına uygundur. Klinik kullanım süresi 1 yıldır [67].

Grandio blok (VOCO, Cuxhaven, Almanya), yüksek doldurucu oranına (%86) sahip bloklardır. Bu materyal diş dokusuna benzerlik, yüksek bükülme direnci ve abrazyona dayanıklılık, fırınlama gerektirmeme, tamir edilebilirlik ve ince kenarların dahi freze edilebilir olma gibi avantajlara sahiptir. Grandio blok, inley, onley, lamina, diş üstü ve implant üstü tek kronlar gibi birçok farklı endikasyonda kullanılabilir [60].

## **2.6.9 Polimerler**

### **2.6.9.1 Polimetil metakrilat**

Polimetil metakrilat (PMMA), diş hekimliğinde kullanılan en eski akrilik malzemeler arasındadır. Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle, PMMA bloklar protez üretimi için bir CAD/CAM malzemesi olarak tanıtılmıştır. CAD/CAM PMMA'nın kimyası, geleneksel ısıyla sertleşen PMMA'ninkine benzer olmasına rağmen, monomerlerin çarpaz bağlı olması akriliğin sertliği, bükülme mukavemeti, bükülme modülü ve darbe mukavemeti, dayanıklılık ve işleme kolaylığı açısından geleneksel akriliklerden üstünlük gösterir. Her iki malzeme de eşit derecede biyouyumludur ve artık monomer açısından herhangi bir önemli fark yoktur [68]. M-PM-Disk (Merz Dental), Polident (Voleja Draga, Slovenia ), Telio CAD (İvoclar), Sinergia block tempo multi (Nobil metal, İtalya), Sinodent (Sintodent, İtalya) piyasadaki PMMA bloklara örnektir [69].

### **2.6.9.2 Polietereterketon**

Sentetik olarak üretilmiş polietereterketon (PEEK) polimerik malzemenin bir örneğidir. PEEK, keton ve eter fonksiyonel gruplarına sahip, aromatik temel yapısı ve moleküler zincirleri ile yarı kristalli bir termoplastiktir. PEEK, 335,8 C' ye kadar

mükemmel termal stabiliteye sahip beyaz, radyolüsent, sert bir malzemedir. Alerjik değildir ve plak afinitesi düşüktür. PEEK'in eğilme katsayısı 140-170 MPa'dır. Buhar, gama ve etilen oksit kullanılarak yapılan sterilizasyon işlemi sırasında PEEK'in mekanik özellikleri değişmez. Elastik modülü 3-4 GPa'dır. Young modülü ve gerilme özellikleri insan kemiği, mine ve dentinine yakındır. Polieter eter keton hidrolize dirençlidir, toksik değildir ve biyouyumludur [70]. Üstün biyouyumluluğu ve optimal mekanik özellikleri sayesinde dental restorasyonlarda ve CAD/CAM ile altyapıların üretiminde ideal bir materyal olarak öne çıkar. PEEK; dental implantlar, dayanaklar, sabit protez alt yapıları ve hassas tutucuları da içeren hareketli parsiyel protez alt yapı tasarımlarında da klinik kullanım için sunulmuştur [71].

### **2.6.9.3 Polieterketonketon**

Polieterketonketon (PEKK), PEAK ailesine ait diğer termoplastik bir polimerdir ve eter veya keton gruplarıyla ardışık olarak bağlanmış bir benzen halkasından oluşur. PEKK, diğer polimerik malzemelere kıyasla erime sıcaklığı ve basınç dayanımı, dentine kıyasla daha düşük bir elastisite modülü ile benzer sıkıştırma gücüne, yüksek mukavemete ve kabul edilebilir aşınma direncine sahip olduğu için sabit protezlerde restoratif materyal olarak kullanılabilir. Eğilme mukavemeti 200 MPa, elastik modülü 5 GPa'dır. Son zamanlarda, CAD/CAM teknolojileri PEKK protez restorasyonlarının üretiminde kullanılmaktadır [72].

### **2.6.10 Metaller**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD/CAM), metal alt yapıları imal etmenin alternatif bir yoludur. CAD/CAM daha az manuel adım içerir ve ortaya çıkan ürünlerin yüksek öngörülebilirliği ile birlikte modern bir üretim sürecini mümkün kılar. Dijital iş akışı, zaman ve maliyet avantajları açısından geleneksel yollardan daha verimlidir. Frezeleme işlemleri için tamamen sinterlenmiş veya önceden sinterlenmiş metal alaşımlar bloklar kullanılabilir. Tamamen sinterlenmiş alaşımlardan tasarlanan yapı sert milleden süreci kullanılarak gerçek boyutuna kadar freze olunur. Frezelemeden sonra boyutsal değişiklik olmadığından, sert milleden, geleneksel döküm yönteminden daha fazla hassasiyet ve öngörülebilirlik göstermiştir. Bununla birlikte, bu tür metal alaşımlarının yüksek sertlik dereceleri, milleden zorlaştırır, bu nedenle milleden kullanılan aletlerin ömrü kısalmaktadır ve imalat

cihazlarının bakım maliyetlerini arttırabilir. Presinterlenmiş metal alaşımları, bir yumuşak millenme prosesi kullanılarak nihai olandan daha büyük boyuta freze olunur, ardından millenmiş protez sinterlenir. Presinterlenmiş alaşımlarda sertlik, tamamen sinterlenmiş alaşımlardan daha düşük olduğu için, yumuşak milleden, protez üretimi için sert milleden göre daha az zaman kaybı ve maliyet açısından daha verimlidir. Bu bloklar metal alt yapıların ve metal seramik restorasyonların yapımında kullanılabilir. CAD/CAM metal blokları esas olarak krom-kobalt veya titanyumdur. Maliyet de dahil olmak üzere çeşitli nedenlerle değerli metal alaşımları işlenememektedir [73].

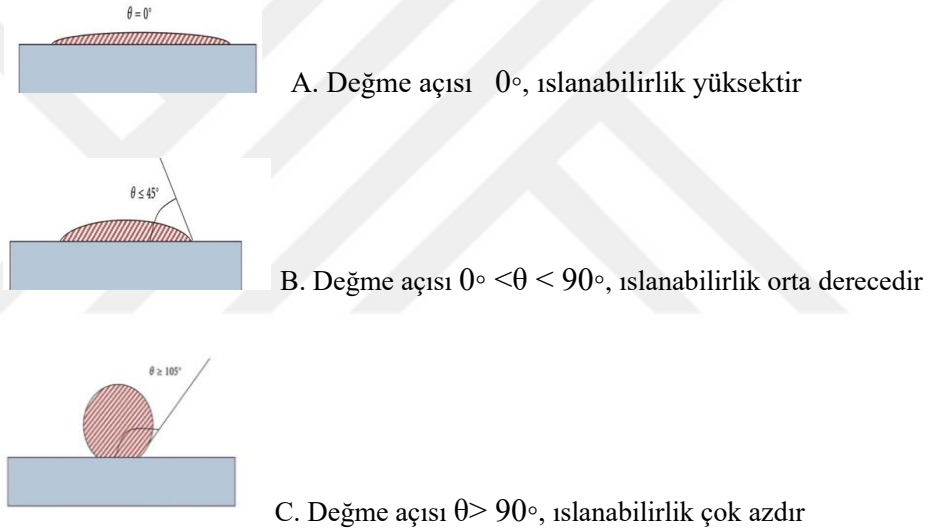
Piyasada mevcut olan yarı sinterize krom-kobalt bloklar; Ceramill Sintron (Amann Gurrbach, Almanya) ve Crypton (Dentsply, Almanya)'dır. Crypton bloklar havada asılı krom-kobalt mikro partiküllerinin toksisitesini önlemek için kapalı bir devrede su ve yağ sprey ile millenmektedir. Mikro partiküllerin solunması zararlı olabilir. Sintron bloklar su ile temas ettiği zaman dağıldığı için kuru olarak millenmektedir. Firma kuru milleden güvenli olduğunu bildirmiştir [63].

## 2.7 Adezyon

Latince “adhaere” kelimesinden gelen adezyonun çok sayıda tanımı bulunmasına rağmen, diş hekimliği açısından en kabul göreni “temas halindeki cisimlerin yüzeyleri arasındaki moleküler çekim” olarak yapılan tanımlamadır. Başka bir deyişle, “adezyon; farklı yapıya sahip iki yüzeyin birbiri ile temasa getirilmesi sonucu farklı moleküller arasındaki çekim ile oluşan bağlanmadır”. Bu amaçla kullanılan materyale “adeziv”, birbirine bağlanması istenilen yüzeylere ise “adherent” denilmektedir. Bir adherent yüzeyin adeziv aracılığıyla başka bir adherent yüzeye bağlanması esnasında farklı moleküller arasında bir çekim oluşur. Bu çekim benzer moleküller arasında oluşursa buna “kohezyon”, farklı moleküller arasında oluşursa buna da “adezyon” adı verilmektedir [74].

Adezyon ıslanabilirlik, yüzey temizliği, değme açısı ve yüzey enerjisi gibi faktörlerden etkilenir. Islatma, bir sıvının katı bir yüzey ile bir arayüz oluşturma yeteneğidir ve ıslanma derecesi, sıvı ile katı substrat yüzeyi arasında oluşan temas açısı  $\theta$  olarak değerlendirilir. Bu hem sıvının yüzey gerilimi hem de katı substrat yüzeyin fiziksel özellikleri tarafından belirlenir. Temas açısı ne kadar küçük, sıvının yüzey gerilimi ne

kadar düşük ve yüzey ne kadar temiz olursa ıslanma derecesi o kadar yüksek olur. Temas açısı ( $\theta$ )  $0^0$ 'ye yakındır, yani sıvı damlası, alt tabaka yüzeyi boyunca yayılacaktır. Hafifçe kirlenmiş bir yüzeyde daha büyük bir temas açısı olacaktır ( $0^0 < \theta < 90^0$ ). Yüzey ıslandığında, temas açısı  $90^0$ 'den küçüktür, alt tabaka yüksek yüzey enerjisine sahiptir ve alt tabaka ile sıvı arasındaki yapışma kuvvetleri, yapıştırıcı içindeki kohezyon kuvvetlerinden (yani yüzey gerilimi) daha büyüktür. Yüzeyin enerjisi düşüğe (veya kirliyse),  $\theta > 90^0$  ve yapışkan içindeki kohezyon, sıvı ile alt tabaka arasındaki yapışmayı aşabilir, öyle ki sıvı yüzeyde damlacıklar oluşturarak zayıf ıslanma oluşturur (Şekil 2.2). Bununla birlikte adezivin yüksek viskoziteye sahip olması, akma direncini artırır. Adezivin adherent yüzeyine yayılmasını azalarak ıslanabilirliği azaltır [75].



**Şekil 2.2:** Değme açısı ve ıslanabilirlik

Diş hekimliğinde mekanik, kimyasal ve fiziksel kuvvetlere bağlı olarak gelişen üç tip adezyondan bahsedilir. Pürüzlü veya pürüzlendirilmiş bir yüzeye viskozitesi düşük bir materyalin nüfuz etmesi sonucu oluşan kilitlenme şeklindeki adezyon mekanik tip adezyondur. Geometrik ve reolojik bazı faktörlerden etkilenen bu tip adezyon ile güçlü bir bağlanma dayanımı elde edilir. Bağlanmanın gerçekleşeceği yüzeyin pürüzlülüğü geometrik faktörleri, adeziv materyalin akıcılık özelliği ise reolojik faktörleri oluşturur.

Kimyasal adezyon tipinde kovalent, iyonik ve metalik bağların oluşumu söz konusudur. Yapıları farklı olan yüzeylerin atomları arasındaki bu bağlantı tipi sınırlı ve zayıf bağlardır.

Fiziksel kuvvetler ile oluşan adezyon esas olarak Van der Waals kuvvetlerinden, az miktarda da hidrojen bağlarından kaynaklanan zayıf bir adezyon türüdür.

### **2.7.1 Adeziv sistemlerin sınıflandırılması**

Literatürde adeziv sistemlerle alakalı farklı sınıflamalar vardır. Bu sınıflandırmaların yetersiz olmasından dolayı, 2000'lerin başında Van Meerbeek ve arkadaşları adeziv sistemleri klinik uygulama şekillerine göre sınıflandırmışlardır. Bu sınıflandırmada dental adezivlerin smear tabakası ile etkileşimi esas alınmıştır. Buna göre adeziv sistemler “etch and rinse” ve “self-etch” olmak üzere iki gruba ayrılmışlardır [76].

### **2.7.2 Etch and rinse sistemler**

Klinik olarak iki veya üç aşamalı olarak uygulanan bu sistemler üç aşamalı total-etch adeziv sistemler olarak 1990'ların başında tanıtılmıştır. Dördüncü nesil adezivler üç aşamalı, primer ve bağlayıcı ajanın birleştirildiği beşinci nesil adeziv sistemler ise iki aşamalı uygulanan etch and rinse adeziv sistemlerdir.

İki aşamada uygulanan etch and rinse adeziv sistemler, demineralize dentine infiltre olma yetenekleri sınırlı olması, içerdiği solventin uzaklaştırılamaması, hidrofilik olması ve hidrolitik bozunmaya duyarlı olduğu için üç aşamalı muadillerine kıyasla daha düşük bağlanma kuvveti değerleri göstermektedir. Uygulama aşamaları teknik hassasiyet göstermelerine rağmen, mine ve dentine adezyon konusunda hala altın standart olarak kabul edilmektedirler ve özellikle restorasyonun önemli bir kısmının mine yüzeyinde bulunduğu durumlarda etch and rinse adeziv sistemlerin kullanımları tavsiye edilmektedir [74].

### **2.7.3 Self etch adeziv sistemler**

Etch and rinse adeziv sistemlerin teknik hassasiyetini azaltmak ve uygulama süresini kısaltmak ve daha kolay uygulanabilmesi amacıyla geliştirilen bu adeziv sistemlerde asit uygulanımı söz konusu değildir. Uygulama aşamasına göre tek aşamalı ve iki

aşamalı sistemler olarak iki gruba ayrılırlar. Self-etch adeziv sistemlerin klinik olarak avantajı, etch and rinse sistemlere göre smear tabakası ile tıkalı olmasından dolayı postoperatif hassasiyet oluşturma oranının düşük olmasıdır. Ancak, self-etch adeziv sistemler için bazı dezavantajlar da rapor edilmiştir. Bunlardan biri, mineyi fosforik asit kadar pürüzlendirilememesidir. İçeriğindeki asidik özelliğe sahip monomerler smear tabakasını tamamen kaldırmadan geçirgen hale getirip dentin ve minede yüzeysel olarak hidroksiapatitin çözülmesine neden olurlar. Demineralizasyonun derinliği primerin asiditesine bağlıdır. Primerlar ultra hafif (pH  $\geq$ 2.5), hafif (pH $\approx$ 2), orta derecede kuvvetli (pH 1 ile 2 arasında) ve kuvvetli (pH <1) asiditeye sahip olanlar şeklinde sınıflandırılmışlardır.

Kuvvetli asiditeye sahip self-etch adeziv sistemler, yaklaşık 3-4 mm kalınlığında hibrit tabakası oluşturur ve minede fosforik asidin etch and rinse tekniikle kullanılmasına benzer etki gösterir. Ancak bu adeziv sistemler ile düşük bağlanma değerleri elde edilmiştir. Buna, yüksek asiditenin bağlanmaya negatif etkisinin, ayrıca adeziv ara yüzeyinde kalan artık suyun neden olduğu bildirilmiştir [77].

Orta ve hafif derecede asiditeye sahip self-etch adeziv sistemlerle demineralize edilen dentin kalınlığı 1 mm'den azdır. Smear tıkaçları dentin tübülünden tamamen çıkarılmaz. Bu yüzeysel demineralizasyonun derinliğinin yetersiz olmasına ve kollojen ağda hidroksiapatitin kalmasına neden olur. Hibrit tabakanın içerisinde hidroksiapatitin bulunması ek olarak kimyasal bağlanmanın oluşmasına katkı sunar. Bu adezivlerin smear tabakasını çözmemesi ve sıg bir hibrit tabakasının oluşumu sonucu mineye bağlanmalarının zayıf olması gibi dezavantajları bulunsa da operasyon sonrası daha az ağrıya neden oldukları varsayılmaktadır [78].

**Üniversal Adezivler,** Üniversal adezivler, asit, primer ve bağlayıcı ajanın tek şişede birleştirildiği ve farklı uygulama seçenekleri (etch and rinse, self-etch ve selektif) olan ürünlerdir. Etch and rinse ve self-etch adeziv sistemlerin dentine bağlanması benzer performans göstermektedir, ancak minede etkin ve uzun süreli bağlanma, etch and rinse sistemleri ile sağlanmaktadır [79]. Güncel adeziv sistemlerin temel sorunlarından biri, farklı yapıdaki diş sert dokularına ve diğer dental materyallere eşit düzeyde bağlanamamalarıdır. Bu nedenle son yıllarda, “üniversal” veya “multimod” olarak adlandırılan adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Üniversal adezivler, tek basamaklı self-etch adeziv sistemlere fonksiyonel asidik monomerlerin eklenmesiyle

geliştirilmiştir. Bu fonksiyonel monomerler, hidroksiapatit ile kimyasal bağ kurmaktadır. Bunlardan bazıları; 2-fenil hidrojen fosfat, 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), metakriloloksidesil pridinyum bromid (MDPB), 4-metakriloloksietil trimellitit anhidrat (4-META), 4-metakriloloksietil trimellitik asit (4-MET), 11-metakriloloksi-1,1-andekandikarboksilik asit (MAC-10), 4-akriloloksietil trimellitit anhidrat (4-AETA), 2-metakriloloksietil dihidrojen fosfat (MEP), fosfat metakrilatları, akrilik eter fosforik asit ve diğer fosforik asit esterleridir. Bu adeziv sistemler; rezin kompozitler, cam seramikler, zirkonya ve metaller gibi çeşitli direkt ve indirekt restoratif materyallerin simantasyonlarında çok yönlü kullanım sağlamaktadırlar [78].

## **2.8 Adeziv Rezin Simanlar**

Yüksek sıkışma ve gerilme dayanımı sergileyen, diş ve porselen yüzeylerine yüksek bağlanma sağlayabilen, diğer siman türlerine kıyasla en düşük çözünürlüğe sahip olan materyallerdir. Bu nedenle günümüzde ideal siman grubu olarak kabul edilirler. Rezin simanların sahip olduğu avantajlar arasında yüksek dayanıklılık, ağız ortamında düşük çözünürlük, geniş renk seçenekleri, bazılarının flor salgılaması, seramiği güçlendirmeleri ve konservatif restorasyonlara uygun olmaları bulunmaktadır [80]. Rezin simanların dezavantajları arasında, uygulamaların hassasiyet gerektirmesi bulunur. Ayrıca, film kalınlıkları geleneksel simanlara göre daha fazla olabilir ve bu da mikrosızıntıya ve pulpa duyarlılığına neden olabilir. Bununla birlikte, bazı oksijen ürünlerinin polimerizasyonunu inhibe etmesi de bir dezavantaj olarak sayılabilir. Bu faktörler, uygulama ve kullanım sırasında dikkate alınması gereken önemli noktalar [81]. Bu simanlar; tam seramik restorasyonlar, porselen laminate veneer restorasyonlar, metal destekli ve tam seramik inlay/onlayler, periodontal splintler ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar.

Rezin simanlar, organik polimer matriks faz, inorganik faz ve ara fazdan oluşmaktadır. Organik polimer matriks faz; Bis-GMA ve UDMA ve TEG-DMA'dan oluşur. İnorganik fazı oluşturan partiküllerin şekli, büyüklüğü ve miktarı simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Ara faz ise oluşturan silan molekülü bir ucu ile polimer matrikse, diğer ucuyla ise doldurucuya bağlanarak iyi adezyon sağlar.

Dentinin organik yapısına mikromekanik, inorganik yapısına ise kimyasal olarak bağlanırlar [82].

Adeziv rezin simanlar, içeriklerine göre Silan (MOPS-Gama Metakriloksipropil Silan) bazlı ve Bis-GMA bazlı olmakla iki grupta, polimerizasyon mekanizmalarına göre kimyasal polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem ışık hem de kimyasal polimerize olanlar olmak üzere 3grupta incelenir [83].

### **2.8.1 Bis-GMA bazlı rezin simanlar**

Genellikle 2 pat sisteminden oluşan bu simanlar kimyasal, ışıkla veya dual (hem ışıkla hem kimyasal) yolla polimerize olurlar. Yüksek dayanım ve düşük çözünürlük özellikleri geliştirilmiştir. Diş için bağlayıcı ajan, metal için silikat kaplama, porselen için asit ve silan gibi ek materyal kullanımı gerektirirler. Günümüzde daha çok kullanılan Bis- GMA bazlı rezin simanlara Variolink II (IvoclarVivadent, Lichtenstein), Rely X ARC (3M ESPE, ABD), Twinlook (Heraus Kulzer, Almanya) ve Sono-Cem (3M ESPE, ABD) örnek verilebilir [82].

### **2.8.2 Silan (MOPS-Gama Metakriloksipropil Silan) bazlı rezin simanlar**

Sıklıkla 2 pat formunda bulunurlar. Polimerizasyon mekanizmaları dual olarak gerçekleştiği için ışıkla tam aktive edilemeyen restorasyonlarda tercih edilirler. Simantasyon için ön hazırlık gerektirmemeleri avantajıdır. Diş, metal ve porselenle yüksek bağlantı kuvveti göstermeleri sebebiyle daha sık kullanılmaktadırlar. Dezavantajları ise restorasyonların çıkarılmasının oldukça zor ve travmatik olmasıdır. Günümüzde Panavia F 2.0 (Kuraray Dental, Japonya), Panavia 2.1 (Kuraray Dental, Japonya), ve Panavia EX (Kuraray Dental, Japonya) en sık tercih edilen silan bazlı rezin simanlardandır [84].

### **2.8.3 Kimyasal polimerize olan rezin simanlar**

Tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (örneğin, zirkonyum oksit içeren) tam seramik ve kompozit restorasyonlar için kimyasal polimeize olan rezin simanlar kullanılabilir. Bu tür simanlar kimyasal olarak polimerize olurlar ve genellikle renk seçeneği ve

translüsens özellikleri sunmazlar. Panavia 21 (Kuraray), dual-polimerize olan Panavia F2.0'ın sadece opak renk simanı (Kuraray) ve C&B (BISCO) gibi örnekler, bu tür rezin simanlara örnektir. Bu simanlar, özellikle estetik gereksinimlerin ön planda olmadığı restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır [82].

#### **2.8.4 Işıklı polimerize olan rezin simanlar**

Bu rezin simanlar, ışığın kolaylıkla ulaşabileceği ince cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır. İşlem süresinin uzun olması ve renk stabilizasyonunun iyi olması gibi avantajlar sunar. Örnek olarak, RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus Third Generation Light-Cured (Kerr) ve Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO, Inc.) gibi simanlar, ışıkla polimerize olan rezin simanlara örnektir. Bu simanlar özellikle estetik gereksinimlerin ön planda olduğu ince restorasyonların simantasyonunda kullanılır.

#### **2.8.5 Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar**

Işık gücünün rezine tamamen ulaşmasının mümkün olamayacağı (materyalin kalın ve opak olması nedeniyle) durumlarda kullanılır. Işıklı tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır ve ışıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok hızlı gerçekleşir. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla polimerize edilirse, simanın viskozitesi hızla yükselir ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit ve amin yoğunluk arttığından reaksiyona giremez. Bu durum da polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesine engel olur. Yetersiz polimerizasyonun da rezin simanların sertliğini azaltarak, restorasyonun başarısızlığı gibi klinik problemlere neden olabileceği belirtilmiştir. Dual polimerize reaksiyon, bir peroksit başlatıcı ve bir amin hızlandırıcı ile başlar. Işık reaksiyonunun başlaması için ise 460 nm dalga boyundaki mavi görünür ışığın kamforokinon (cq) başlatıcıyı aktive etmesi gerekmektedir. Dual polimerize simanlara örnek olarak; NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), RelyX ARC (3M ESPE), Panavia F2.0(Kuraray), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE) ve Maxcem (Kerr) verilebilir [85].

## 2.9 Tam Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tüm dental seramik ve seramik benzeri materyallerde başarılı bir adeziv bağlanma için simantasyondan önce seramiklere yüzey işlemi uygulaması önerilmektedir. Yüzey işlemleri sonucunda bağlanma yüzey alanını, yüzeyin enerjisini ve ıslanabilirliği artırdığı için mikro mekanik bağlanma da artar. Bu yüzey işlemleri mekanik, kimyasal veya hem mekanik hem kimyasal olabilir.

Mekanik bağlantı oluşturan yüzey işlemleri; asit ile pürüzlendirme, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, sentetik elmas partikülleri ile kumlama, elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme, plazma spreyi yöntemi ve lazer ile pürüzlendirme. Silan bağlayıcı ajan uygulama ve primer uygulaması ise kimyasal bağlanma sağlar. Silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ) ile kumlama da (pirokimyasal silika kaplama veya tribokimyasal silika kaplama) hem mekanik hem de kimyasal bağlantı oluşturan işlemlerdir [86].

### 2.9.1 Asit ile pürüzlendirme

Buonocore asitle pürüzlendirme tekniğini bulduğundan beri adeziv sistemler etch and rinse sistemlerden self-etch sistemlere doğru gelişmektedir. Asit işlemi, mine yüzey yapısını değiştirerek mine prizmalarının ve/veya prizma çevrelerinin sabit ve düzenli bir dağılım kaybına neden olarak karakteristik aşındırma modellerine neden olur [87]. Feldspatik seramiklerin ve cam seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak için önerilen bir yüzey işlemidir ve en çok önerilen asitler fosforik asit ve hidroflorik asittir. Farklı konsantrasyon ve sürelerde uygulanmaktadır. %5-10'luk konsantrasyonları 60 sn süre ile uygulamak daha çok önerilmektedir. HF'nin,  $\text{SiO}_2$  ile reaksiyon sonucunda hekzaflorosilika oluşur. Çözülen camsı fazın yerinde mikro mekanik retansiyon alanları meydana gelerek bağlanma dayanımını olumlu etkilemektedir [88].

### 2.9.2 Kumlama

Kumlama yöntemi seramik yüzeylerin adeziv bağlanma özelliklerini artırmak için sıkça kullanılan bir yüzey işlemidir. Bu yöntemde, yüzey üzerine yüksek hızda püskürtülen ince partiküller (genellikle alüminyum oksit-  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) kullanılarak yüzeydeki oksit tabakaları ve kontaminasyonlar uzaklaştırılır. Genellikle 10 mm mesafeden, 30-250  $\mu\text{m}$  boyutundaki  $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri yaygın olarak kullanılır. Sonuç

olarak, yüzey temizlenir ve pürüzlü hale getirilir, bu da adeziv simanın daha iyi bağlanmasını sağlar. Kumlama işlemi yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirliği artırır ve adeziv rezin simanın yüzeyde daha iyi tutunmasına yardımcı olur. Ancak, kumlama işleminin başarısı kullandığınız kumlama basıncı, partikül büyüklüğü ve uygulama süresine bağlı olarak değişebilir. Kumlama basıncı, partikül büyüklüğü ve uygulama süresi, yüzeyin istenen pürüzlülük ve temizlik seviyesine ulaşmasını sağlar. Ancak, aşırı basınçlı kumlama işlemi dikkatlice uygulanmadığında seramik yüzeylerde kopma veya hasara neden olabilir ve bu da adeziv bağlanmayı olumsuz etkileyebilir. Ayrıca, silika içerikli seramiklerde aşırı kumlama önerilmez, çünkü silika içeriği yüksek olan seramikler kumlama işlemine daha hassas olabilir ve zarar görebilir [9].

### **2.9.3 Elmas döner aletle pürüzlendirme**

Yüksek devirli kesici aletler kullanarak seramiklerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi bağlanma dayanımını artırmak için kullanılan yöntemlerden biridir. Bunun için kalın grenli elmas frezler kullanılabilir. Araştırmacılar elmas frezlerle pürüzlendirilmiş yüzeylerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadan kazıma izlerinin ortaya çıktığını ve bunun seramik yüzeyinde stres yaratan keskin alanlar oluşabileceğini söylemişler [89].

### **2.9.4 Plazma spreji yöntemi**

Yüzey adezyonunu artıran bu yöntemde plazma kullanılır. Plazma, kısmi iyonize gaz olarak tanımlanır. Yüksek frekanslı bir jeneratör uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikallerden oluşan iyonize gazı plazmaya çevirir. Bunun için vakum ortamında gaz, iyonize olabilmesi için hazırlanmalıdır Diş hekimliğinde, içeriğinde farklı kimyasal ve fiziksel birleşikler olan plazmalar bağlanma dayanımını artırmak için kullanılmaktadır [90].

### **2.9.5 Lazer ile pürüzlendirme**

Diş hekimliğinde en sık tercih edilen lazerler Neodmiyum: itriyum alüminyum garnet (Nd: YAG) ve Erbiyum: itriyum alüminyum garnet(Er:YAG) lazerlerdir. Lazer enerjisi seramik yüzeyi tarafından absorbe edilir ve seramik yüzeyinde soyulmalar yaratır. Bu soyulmalar sayesinde mikro mekanik bağlantı sağlanır [86].

Dental seramikleri ve indirekt kompozitleri modifiye etmek için çeşitli lazer ışınlama uygulamalarını kullanan çalışmalar ümit verici sonuçlar bildirirse de bu çalışmaların bazı sınırlamaları vardır. Nd: YAG lazer ve CO<sub>2</sub> lazer kullanıldığında seramiklerde termal hasarla ilişkili çatlak oluşumu, Er,Cr:YSGG lazerlerin seramik benzeri materyallerde termal yıkımı artırarak bağlanmayı azaltabileceğini bildirmiştir. Uzun atımlı lazerlerin bu tür dezavantajları, ultra kısa atımlı femtosaniye (FS) lazerleri ön plana çıkarmıştır. FS lazerler kısa etkileşim süresine sahip olduğundan diş dokusundaki sıcaklık dağılımını sınırlar ve yüzeydeki enerji kaybını azaltır. Bu özellik diğer lazer sistemlerine göre çok daha yüksek yüzey enerjisi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda minimum termal ve mekanik hasara neden olur. FS lazerler, farklı alanlarda tekrarlanan mikro boşluklar oluşturabilir. Bu lazer ışınlanması, malzemenin yüzey özelliklerini değiştirmeden hassas ve kontrollü pürüzlendirme sağladığı için daha yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır [91].

### **2.9.6 Silan uygulanması**

Ticari formu 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS) olan silanlar, iki farklı malzeme arasındaki bağlanmayı arttırmak amacıyla kullanılırlar. Fonksiyonel silanların moleküler yapısında iki uçta farklı fonksiyonel gruplar bulunur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki SiO<sub>2</sub>'e tutunarak fonksiyonel grubu ile rezin organik matrisle reaksiyon göstererek kopolimer oluşturur. Silanın rezine bağlanması için rezinin içindeki başlatıcı ajanların ışıkla aktive olması gerekir. Böylece silan organik ve inorganik maddeler arasında adezyonu geliştirici mediyatör vazifesi görür. En güçlü adezyon silika, cam ve kuartz ile oluşurken, saf metaller ve metal alaşımları ile orta düzeyde, dental alçı veya grafit gibi materyallerde ise zayıf düzeyde silan bağlantısı oluşur [92].

### **2.9.7 Pirokimyasal silika kaplama**

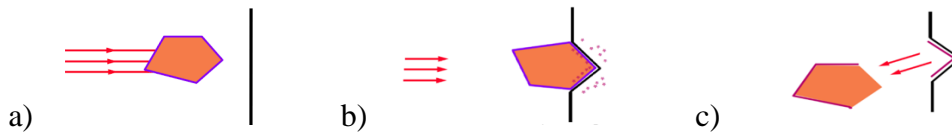
Pirokimyasal silika kaplama yöntemi, seramik yüzeylerin adeziv bağlanma özelliklerini arttırmak için kullanılan bir yüzey işlemidir. Bu yöntemde, yüksek sıcaklığa sahip bir silan solüsyonu seramik yüzeye uygulanır. Bu silan solüsyonu yüksek sıcaklıkta uygulandığında kimyasal reaksiyona girerek silika tabakasına dönüşür. Bu silika tabakası, adeziv rezin simanın yüzeye daha iyi bağlanmasını sağlar. Bu yöntemin örnekleri arasında Silicoater Classic, Silicoater MD ve Siloc (Heraeus-

Kulzer, Wehrheim, Almanya) gibi laboratuvar ortamında kullanılan sistemler bulunmaktadır. Bu sistemler, özel bir alevden geçirilen yüzey kaplama solüsyonu (genellikle tetraetoksisilan) kullanarak seramik yüzeyde ince bir silika tabakası oluşturur. Bu tabaka genellikle 0.1-1.0 µm kalınlığındadır. Daha sonra, Silicoter teknolojisine dayalı olarak geliştirilen Silano-Pen ve PyroSil (Bredent, Senden, Almanya) gibi sistemler hasta başında kullanmak için tasarlanmıştır. Bu sistemler, klinik ortamında kullanılacak şekilde tasarlanmıştır ve aynı temel prensibi kullanarak seramik yüzeylere silika kaplaması uygular.

Pirokimyasal silika kaplama yöntemi, seramik yüzeylerin adeziv bağlanma gücünü artırarak daha dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonlar elde etmeye yardımcı olabilir [93].

### 2.9.8 Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplama, silika ile modifiye edilmiş  $Al_2O_3$  parçacıklarının yüzeye püskürtülmesi ile uygulanmaktadır. Basınç ile püskürtülen silika ile modifiye edilmiş  $Al_2O_3$  partiküllerinin 15 µm'ye kadar penetre olabilmesi ve böylece rezinin bağlanması için mikro-mekanik tutuculuk ile birlikte kimyasal olarak daha aktif bir yüzey oluşturulması esasına dayadayanmaktadır.



Şekil 2.3: a) Tribokimyasal kaplama, b) Tribokimyasal kaplama etki anı, c) Silanize yüzey

Tribokimyasal kaplama, CoJet, Rocatec (3M ESPE), Siljet (Danville Materials Inc., S. Ramon, CA, ABD) ve Siljet Plus (Danville Materials Inc) sistemleri ile gerçekleştirilir. Sistemler arasında fark, içerdikleri silika alumina oranındadır.

Soğuk silikatizasyon denilen ve intraoral olarak da kullanılabilen Cojet sisteminde silika ile modifiye edilmiş 30 µm çaplı  $Al_2O_3$  partikülleri seramik yüzeyine 2-3 bar basınçla dik bir açıyla püskürtülür. Yapılan çalışmalar Cojet uygulamasından sonra silan uygulamasını önermektedir[94]. Siljet sisteminde sadece silika modifiye  $Al_2O_3$  kum uygulanırken, Siljet Plus sisteminde tribokimyasal kumlama ile silan aynı

zamanda uygulanabilmektedir. Siljet Plus sistemi silika modifiye  $Al_2O_3$  partiküllerinin yanı sıra silika kaplı  $\gamma$ -metakriloksipropil trimetoksisilan içermektedir.

Rocatec sistemi, seramik yüzeylerin işlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, basınçlı hava yardımıyla seramik yüzeyine alumina partiküllerin kinetik enerjisinin transferi sağlanarak yüzeyin sıcaklığı anlık olarak yükselir ve bu enerji yüzeyde erimeye neden olur. Böylece, silika kaplı alumina partiküller yüzeye gömülür.

Rocatec sistemi, seramik yüzeylerin adeziv bağlanma özelliklerini artırarak daha güçlü bir bağ oluşturmayı amaçlar. Silika kaplama, mikro mekanik bağlanmayı artırmak için yüzeyin enerjisini ve ıslanabilirliğini artırabilir. Bu sayede adeziv rezin simanın yüzeye daha iyi bağlanması sağlanabilir ve restorasyonların dayanıklılığı artırılabilir. Rocatec sisteminin kullanımında adımlar şu şekildedir:

**Yüzey Temizliği ve Aktivasyon:** İlk adımda, seramik yüzeyine 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  içeren Rocatec Pre uygulanır. Bu işlemde 2.5 bar basınç ile 10 saniye boyunca basınçlı hava kullanılarak yüzey temizlenir ve aktivasyon sağlanır.

**Silika Kaplama:** Daha sonra, seramik yüzeyi silika ile kaplamak için Rocatec Soft veya Rocatec Plus kullanılır. Rocatec Soft, 30  $\mu m$  silika kaplı alumina partiküllerini içerirken, Rocatec Plus ise 110  $\mu m$  silika kaplı alumina partiküllerini içerir. Bu aşamada 2.5 bar basınç ile 12 saniye boyunca işlem uygulanarak yüzeye silika kaplaması gerçekleştirilir [94, 95].

## **2.10 Bağlanma Dayanımını Ölçmekte Kullanılan Test Yöntemleri**

Bağlanma dayanımı; adeziv ile aderent arasında bulunan bağlantıyı koparmak için gereken birim alan başına düşen kuvvettir. Ara yüzey bağlanma dayanımı kuvveti çeşitli yöntemlerle test edilebilir ve adezyonun sağlandığı alanın boyutlarına göre makro veya mikro olarak sınıflandırılır. Bağlanma dayanımını değerlendirmede sıklıkla kullanılan testler; makro gerilim (tensile), mikro gerilim (microtensile), makro makaslama (shear), mikro makaslama (microshear) testleridir [96].

### **2.10.1 Makro gerilim (Tensile) testi**

Adeziv ve adherent arayüzüne dik yönde etki eden kuvvet ile bağlanma dayanımının ölçüldüğü testtir. Örneklerin sabitlenmesindeki zorluk ve arayüzde oluşan heterojen stresler gibi bazı limitasyonları mevcuttur. Bu testlerde bağlanmış ara yüzün yükleme eksenine ile dik olarak hizalanması oldukça önemlidir. Bu testlerde, yükleme eksenine ile dış yüzeyi arasında doğru bir açı olmazsa, kuvvetin uygulandığı noktada bükülme meydana gelebilir. Bu durum test sonuçlarını etkileyebilir ve güvenilir verilere yol açabilir. Ayrıca, test cihazının dış yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu koruması da gereklidir. Herhangi bir sapma veya kayma, test sonuçlarının yanıltıcı olmasına neden olabilir. Makro çekme testleri, güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde etmek için daha fazla teknik hassasiyet gerektirir [97].

### **2.10.2 Mikrogerilim (Microtensile) testi**

Test uygulanacak olan örnekte elmas separe aracılığıyla su soğutması altında bağlantı yüzeyinden 1 mm<sup>2</sup>'lik kesitler alınır. Bu kesitler mikrotensile test cihazına bağlanarak ara yüze dik olacak şekilde 1mm/dk gerilim kuvveti ile kopma meydana gelene kadar çekilir. Örneklerin sabitlenmesinin daha kolay olması, arayüzde meydana gelen homojen stress dağılımı ve daha hassas bağlantı dayanımı değerlendirmesi yapılabilmesi gibi avantajlara sahip bir yöntemdir. Fakat örneklerin hazırlanması hassasiyet gerektirerek uzun zaman almaktadır [98].

### **2.10.3 Makro makaslama (Shear) testi**

Makaslama direnci, iki materyalin birbirine bağlı olduğu yüzeyde, belli bir hızda artan bir kuvvet uygulanarak meydana gelen kopma kuvvetini ifade eder. Bu test, iki materyalin birbirine bağlandığı noktada ne kadar dayanıklı olduğunu değerlendirmek için kullanılır. Makaslama direnci testi sırasında, test edilen materyaller birbirine paralel bir şekilde yerleştirilir ve belirli bir hızda makaslama kuvveti uygulanır. Bu kuvvet, bağlanma yüzeyi boyunca eşit bir şekilde dağıtılır ve bu süreçte materyaller arasındaki bağlanma kopuncaya kadar devam eder. Test sonucu, kopma noktasına gelindiğinde uygulanan maksimum kuvvet olarak kaydedilir. Bağlanma dayanımı, bu test sonucundaki maksimum kuvvetin, bağlanma yüzeyinin alanına bölünmesiyle hesaplanır. Bu ölçüm birimi, genellikle Mega Pascal (MPa) olarak ifade edilir ve iki

materyalin bağlanma direncini ve dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılır [99] [100].

#### **2.10.4 Mikro makaslama (Microshear) testi**

Mikro makaslama, bir tel yardımı kullanarak veya farklı yöntemle materyalin üzerine yerleştirilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü bir test metodudur. Bağlanma dayanımı ölçülen materyallerin yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup>'den daha küçüktür. Örneklere 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanır ve bağlantının kırıldığı andaki kuvvet değeri kaydedilir. Makro testlere göre mikro testler daha homojen kuvvetler ile bağlanma dayanımını ölçebilmektedir. Aynı zamanda daha küçük bir alanda ölçüm yapıldığı için bir örnekten birden çok örnek elde edilmektedir. Bağlantı arayüzündeki bölgesel farklılıklar elimine edildiği için bu farklılıklardan kaynaklanan hataların önüne geçilmiş olur [98, 100, 101]

#### **2.11 Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler**

Yüzey yapısının incelenmesi konusunda birbirine karşı çeşitli avantajları ve dezavantajları olan farklı yöntemler mevcuttur. Bu yöntemler; profilometreler aracılığıyla yüzey profil analizi için kullanılmakta olan kantitatif değerlendirmeler, optik ve mikroskopik metotlar gibi kalitatif değerlendirmeler ve atomik kuvvet mikroskopunda olduğu gibi hem kalitatif hem de kantitatif değerlendirmeler şeklinde olabilmektedir.

##### **2.11.1 Işık mikroskobu**

İki farklı optik yol ile mikroyapıda perspektif görüş sağlayan bir cihazdır. Elektronik ve bilgisayarlı bir ekipman gerektirmeden 3 boyutlu görüntü elde edilebilen 2 farklı tipi mevcuttur. Bağlanma dayanımı testlerinde ve kırık tiplerinin belirlenmesinde oldukça yaygın kullanıma sahiptir.

### 2.11.2 Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Nanometre seviyelerinde topografik bir yüzey görüntüsü elde edilmesinde ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir cihazdır. Alt tabakaya en az derecede kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur.

Distorsiyonun olmaması için nanometre boyutlu keskin bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi görünümü elde edilebilir. Topografik bilgi, 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde saklanabilir. Diğer cihazların aksine bu mikroskopta araştırılan örneğin iletken olması gerekmemektedir. Boyama, filmle kaplama, dehidratasyon ve vakumlu bir ortama ihtiyaç kalmadan görüntü elde edilebilmektedir[102].

### 2.11.3 Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan profilometreler iki tipten oluşmaktadır.

1. Mekanik profilometreler, boyutları belirli elmas bir ucun yüzeye temas ederek taranması yolu ile iki boyutlu ölçüm yapmakta ve yapılan ölçümler dijital olarak hesaplanarak kaydedilmektedir. Yüzeydeki düzensizliklerin değerleri etkilememesi için farklı açılardan ölçüm yapılması gerekmektedir. Profilometre analizinde  $R_a$ ,  $R_{max}$  ve  $R_z$  parametreleri elde edilebilmekte ve çoğunlukla  $R_a$  değeri kullanılmaktadır  $R_a$  parametresi, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır.  $R_z$  değeri ortalama pürüzlülük derinliği,  $R_{max}$  ise max pürüzlülük derinliğidir [103, 104].

2. Optik profilometreler. Optik profilometre, yüzey taramasını temas olmadan gerçekleştiren bir ölçüm cihazıdır. Bu cihazlar, yüzeyin şeklini ve topografyasını analiz etmek için ışık demetlerini kullanırlar. Mekanik temas olmaksızın yüzeyin taramasını yapabildikleri için "non-kontakt profilometre" olarak da adlandırılırlar. Optik profilometreler, özellikle hassas yüzeylerin veya ince kaplamaların değerlendirilmesinde oldukça kullanışlıdır. Mekanik tarayıcılarla yapılan taramalarda, yüzeyin dokusunda veya yapısal özelliklerinde deformasyonlar meydana gelebilir ve

bu da ölçümleri etkileyebilir. Optik profilometreler ise yüzeye temas etmeden tarama yaptıkları için yüzeyin bozulmadan kalmasını sağlarlar ve böylece ölçüm sonuçlarının doğruluğunu artırırılar [105].

#### **2.11.4 Taramalı elektron mikroskobu (SEM) Profilometre**

Yüksek odaklanma derinliği, daha fazla çözünürlük ve kontrasta sahip görüntüler veren taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy (SEM)), restoratif materyaller ve dış yüzeyi arasındaki fiziksel ve kimyasal etkileşimi incelemede ve adezyon öncesi yüzey hazırlık işlemlerinde yüzey topografyasında meydana gelen daha küçük ayrıntıların incelenmesinde araştırmacılar tarafından sıkça kullanılmaktadır. Vakum altında ince bir altın palladyum katmanı ile kaplanan örnekler alüminyum kalıplara oturtularak ölçüm yapılır. Örnek yüzeyinin elektron demetiyle taranması prensibine dayanan bu metotta yüzeye çarpan elektronlar çeşitli yeni elektronlar ve elektromanyetik dalgalanmalar meydana getirir. Bu elektronlar, reseptörler tarafından algılanarak yüzeyin yapısı, topografisi ve bileşenleri ile ilgili bilgiler kaydedilmiş olur. Reseptöre ulaşan elektron sayısı ne kadar azsa bölge görüntüsü o kadar karanlık olur, ne kadar fazlaysa da o kadar parlak görüntü elde edilmektedir.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

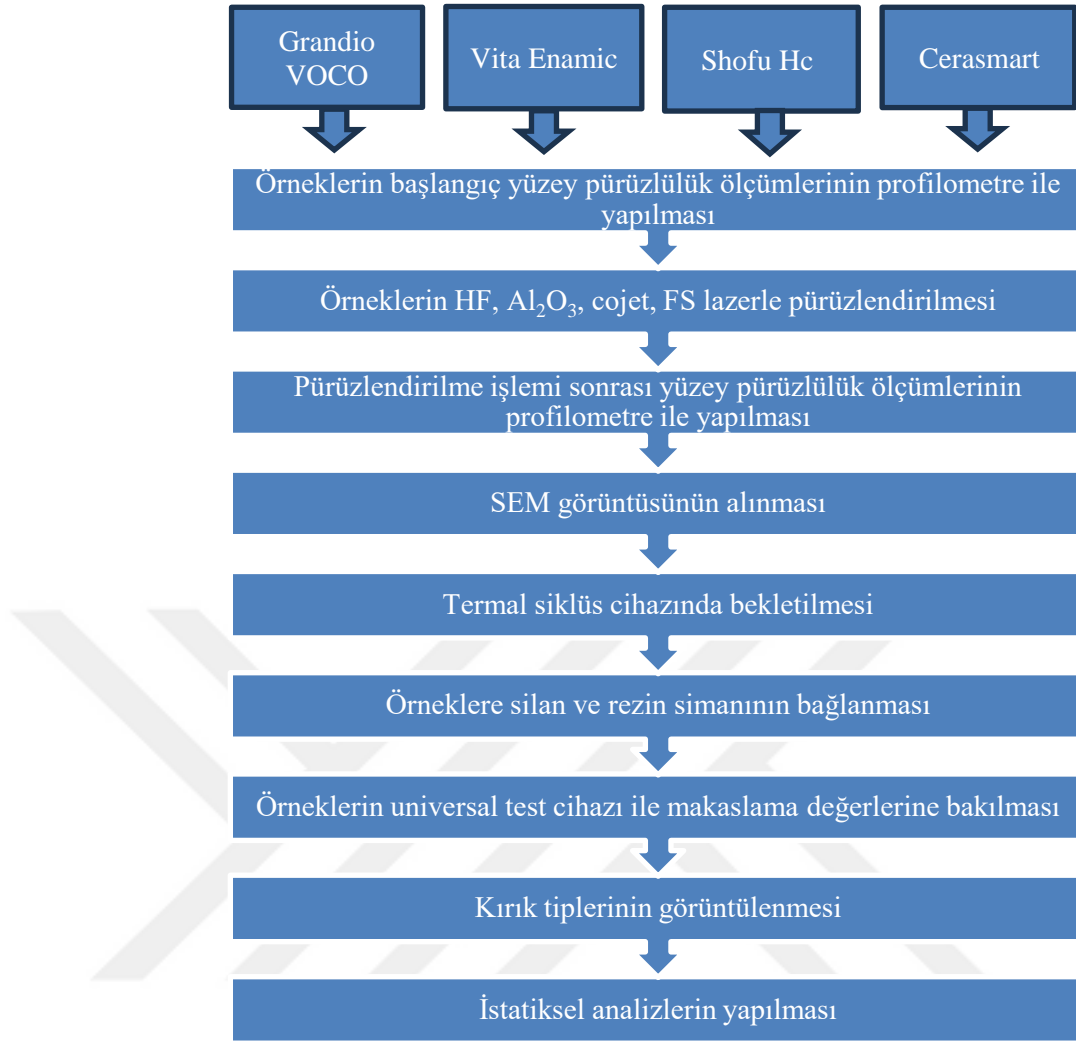
Bu in vitro çalışma, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklenen 20211009 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Araştırmamızda çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinin (asitle pürüzlendirme, alüminium oksitle kumlama, tribokimyasal silika kaplama femtosaniye lazer) CAD/CAM hibrit materyallerinin rezin simanla bağlanma dayanımına etkisine bakılmıştır. Çalışmada femtosaniye lazer uygulaması Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilirken, diğer tüm işlemler Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde ve Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan malzemelere ait bilgiler Tablo 3.1'de verilmiştir. Çalışmaya başlamadan önce güç analizi yapılmış ve her grup için örnek sayısı 13 olarak belirlenmiştir (Tablo 3.1).

**Tablo 3.1: Kullanılan materyaller, marka ve içerikleri**

Malzeme	Sınıflama	İçeriği	Lot Numarası	Üretici firma
<b>Grandio VOCO</b>	Nano hibrit rezin kompozit	%86inorganik, %14 polimer matriks	2043245	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany
<b>Shofu HC</b>	Zirkonya silika içerikli rezin matriks	%61 seramik, %39 polimer	0221206	ShofuDental Corporation, Kyoto, Japonya
<b>Cerasmart GC</b>	Rezin nanoseramik	%71seramik, %29 polimer	14092	Gc Corporation, Tokyo Japonya
<b>Vita Enamic</b>	Camsı seramik içerikli rezin matriks	%86seramik, %14 polimer	60250	Vita Zahnfabrik, Saeckingen, Almanya
<b>Multilink N</b>	Dual cure rezin siman	40 inorganik doldurucu partikül, %60 dimetakrilat ve HEMA	05874	İvoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (50 µm)</b>		Akroxide	1059	Akrodent, Türkiye
<b>Porcelain Etch</b>		Hidroflorik asit %9	4218	B.J.M. Laboratories İtaly
<b>Cojet</b>		Silisik asit ile modifiye 30 µm' lik alümina parçacıkları	7864945	3M ESPE Dental Product s, S USA
<b>Monobond Plus</b>	Silan	%4 adeziv monomer, %96 etanol	626221	İvoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn

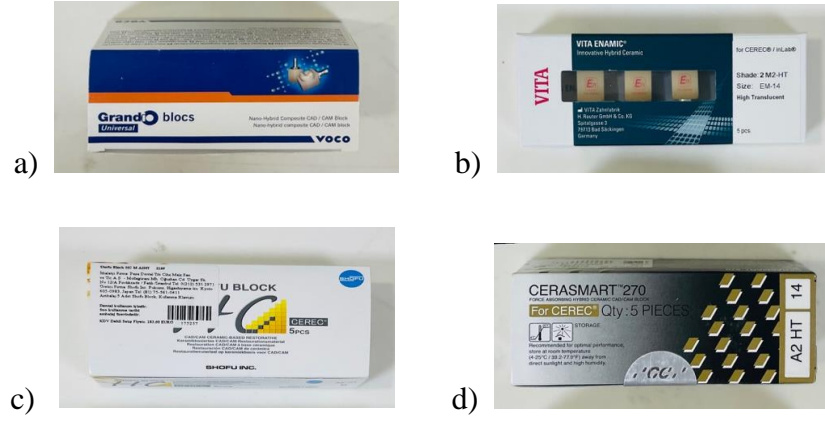
Çalışma, örneklerin kesilmesi, pürüzlülük ölçümlerinin yapılması, yüzey işlemleri, yüzey işlemlerinden sonra pürüzlülük ölçümlerinin yapılması, SEM görüntüsünün alınması, silan ve rezin uygulanması, yaşlandırma, makaslama testi, kırık tiplerinin görüntülenmesi ve istatistiksel analiz aşamalarından oluşmaktadır. Çalışmanın planı şekil 3.1'de verilmiştir.



**Şekil 3.1:** Çalışma planı

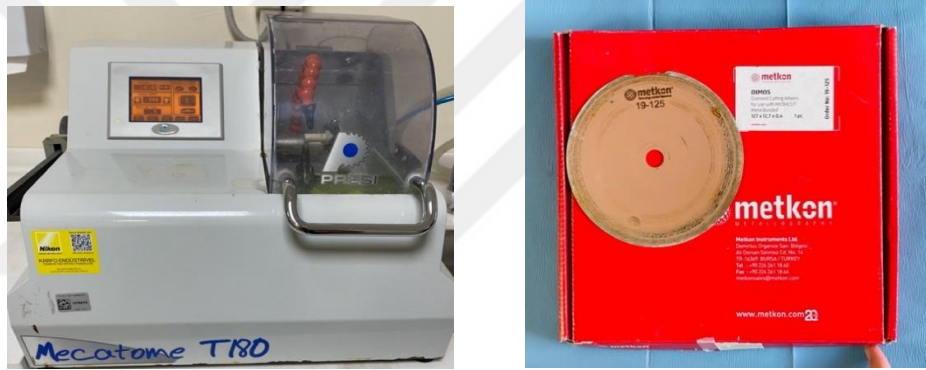
### 3.1 Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart (Şekil 3.2) bloklarının metal dayanak kısımları soğuk akriliğe gömülmüştür. Bu bloklardan kesme cihazında (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary), 127x12,7x0,4 ölçülü diskle (DIMOS, Metkon) su soğutması altında 10x10x2 mm kalınlığında kare şeklinde örnekler kesilmiştir. Kesilen örneklerin boyutlarının uygunluğu dijital kumpas ile kontrol edilerek boyutları uygun olanlar çalışmaya dahil edilmiştir.



**Şekil 3.2:** Çalışmada kullanılan bloklar

a) Grandio VOOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart



**Şekil 3.3:** Kesme Cihazı (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary) ve Metkon kesme diski.

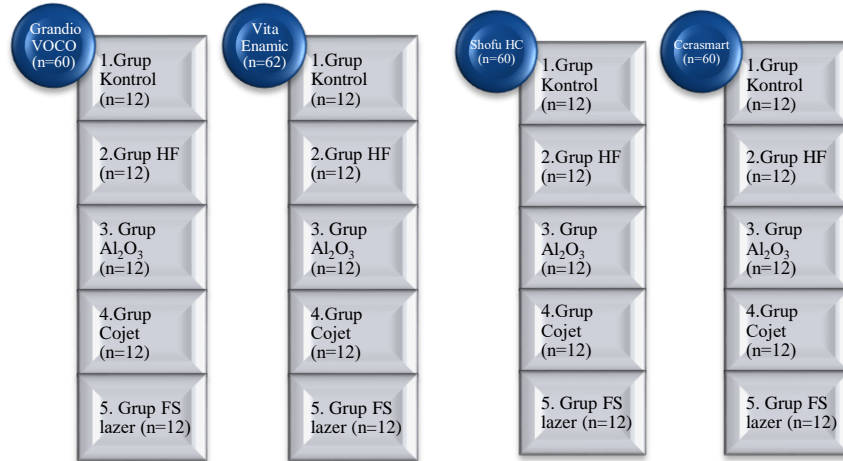
Üretilen yüzeyleri silikon kalıp yardımı ile Minitch 233 (PRESI GmbH, Almanya) polisaj cihazı ile su soğutması altında sırasıyla 400-600-800-1000 kalınlığındaki silikon karbit kağıtlarla 150 rpm hızında 30 saniye boyunca zımparalanmıştır ve 15 dk distile suda bekletilmiştir.



**Şekil 3.4:** Polisaj cihazı (MINITECH 233 REF 66300, Fransa)

Toplamda 20 adet olmak üzere; her bir yüzey işleme grubundan birer tane örnek, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında inceleme yapılması için ayrılmıştır. Kalan 240 tane örnek pürüzlendirme işlemleri için 5 ayrı alt grup olacak şekilde bölünmüştür (n=60). Bu gruplar kontrol, asit (HF), alüminium oksitle kumlama ( $Al_2O_3$ ), tribokimyasal kumlama (Cojet) ve femtosaniye lazer (FS lazer) gruplarıdır (n=12).

**Tablo 3.2:** Çalışma için oluşturulan gruplar ve örneklerin dağılımı



### 3.2 Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için MarSurf M 300 C (Mahr; Almanya) profilometre cihazı kullanılmıştır. Cihaz, üreticinin referans örneği kullanılarak kalibre edilmiştir ( $Ra = 2,4 \mu m$ ) ve  $5 \mu m$ 'lik elmas ucu ile 0.75 mN yük

altında 350 mm'lik bir alanı 0.5 mm / s hızında horizontal olarak taramıştır. Profilometrenin kaydeden ucu, örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı ucun yapmış olduğu dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profili kaydetmiş ve mikrometre cinsinden Ra pürüzlülük değerleri rakamsal ve grafiksel olarak elde edilmiştir. Pürüzlülük değerleri yüzey işlemlerinden önce ve sonra olmakla iki defa ölçülmüştür. Her bir örneğin ölçümleri üç farklı konumdan üç kere elde edilmiş ve üç ölçümün ortalaması o örnek için ortalama değer olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.5: Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

### 3.3 Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri ve Uygulama Aşamaları

**Asitle pürüzlendirilme:** Ultrasonik temizleyiciyle temizlenmiş seramik örnekler hava ile kurutulup yüzey işlemine hazır hale getirilmiştir. Her bir seramik grubunda 12 tane olmak üzere toplamda 48 adet örneğe ilk olarak % 9'lik hidroflorik asit (HF) uygulandı. Tek kullanımlık pamuk fırçalar yardımıyla her bir örnek yüzeyine 60 saniye boyunca uygulanmıştır. Ardından 1 dakika boyunca basınçlı su spreyi ile yıkanarak HF, örnek yüzeyinden uzaklaştırılmıştır.



**Şekil 3.6:** Hidroflorik asit

**Alüminyum oksit tozları ile pürüzlendirilme:** Seramik yüzeylere 50 µm kalınlığında alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kum tanecikleri 10 mm uzaklıktan 10 saniye boyunca 2,5 bar basınçla uygulanmıştır. Kullanılan kumlama cihazı Şekil 3.7’de verilmiştir.



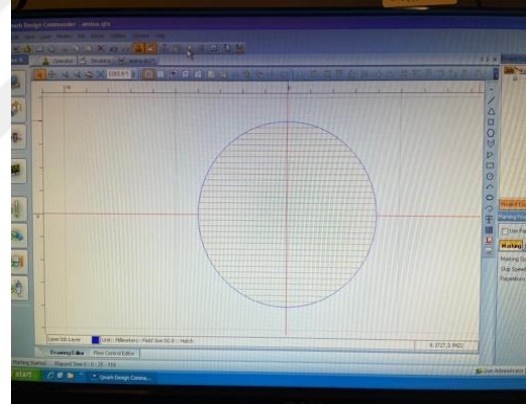
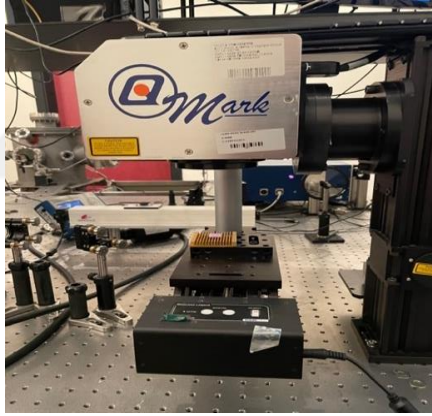
**Şekil 3.7:** Kumlama cihazı

**Tribokimyasal kumlama:** Seramiklerin yüzeylerine 1 cm uzaklıktan Cojet kumlama cihazıyla 30 µm boyutundaki silika kaplı alüminyum oksit kum tanecikleri (Cojet Sand, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A) (Şekil 3.8) 3 bar basınç ile 20 saniye boyunca uygulanmıştır.



**Şekil 3.8:** Çalışmada kullanılan Rocatec Junior cihazı ve Cojet kumu

**Femtosaniye lazer uygulaması:** Bu çalışma için seçilen 800 nm dalga boyunda femtosaniye lazer (Quantronix, NY, ABD) çıkış gücü 10 mW, atım tekrar sayısı (frekansı) 1 kHz, atım süresi 90 fs (femtosaniye) olacak şekilde örnekler üzerine uygulanmıştır. Lazer ışını numune yüzeyine dik ve iç içe geçmiş halka deseni şeklinde uygulanmıştır. Mikroişleme odak uzaklığı 13cm olup bilgisayar kontrolü ile işlemler yapılmıştır [91].



**Şekil 3.9:** Çalışmada kullanılan Femtosaniye lazer cihazı ve uygulaması

### 3.4 Termal Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması

Klinik kullanıma en yakın şartları elde etmek için tüm örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Yapay yaşlandırma işlemleri Bezmîâlem Vakıf Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Termal siklus testi ile yapay yaşlandırma işlemi, ISO 11405' de tavsiye edilene göre, bir siklus 5°C ve 55°C ( $\pm 3,5^\circ\text{C}$ ) distile su bulunan banyolarda 25 sn bekleme ve 10 sn iki sıcaklık arası bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus

uygulanarak gerçekleştirilmiştir. 10.000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma eş değeri olduğu varsayılmaktadır[106].



**Şekil 3.10:** Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya)

### 3.5 Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması

Siman kullanmadan önce tüm örnekler iyice kurutulup üzerine tek kullanımlık fırça ile ince bir tabaka halinde Monobond Plus silanı uygulanmıştır. Sürülen silan 60 saniye bekledikten sonra 15 saniye hava ile kurutulmuştur. Örnekler resin simanın bağlanmasını standart bir prosedürle gerçekleştirmek amacıyla yüksekliği 2 mm ve çapı 2 mm olacak şekilde teflon kalıplar elde edilmiştir. Otomatik karıştırma ucu yardımı ile resin siman sabitlenmiş kalıba yerleştirilmiştir. Siman, 20 saniye 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğuna sahip LED ışık cihazı kullanılarak (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, A.B.D.) polimerize edilmiştir. Teflon kalıp kaldırıldıktan sonra siman iki taraftan da 20 saniye süreyle polimerize edilmiştir.



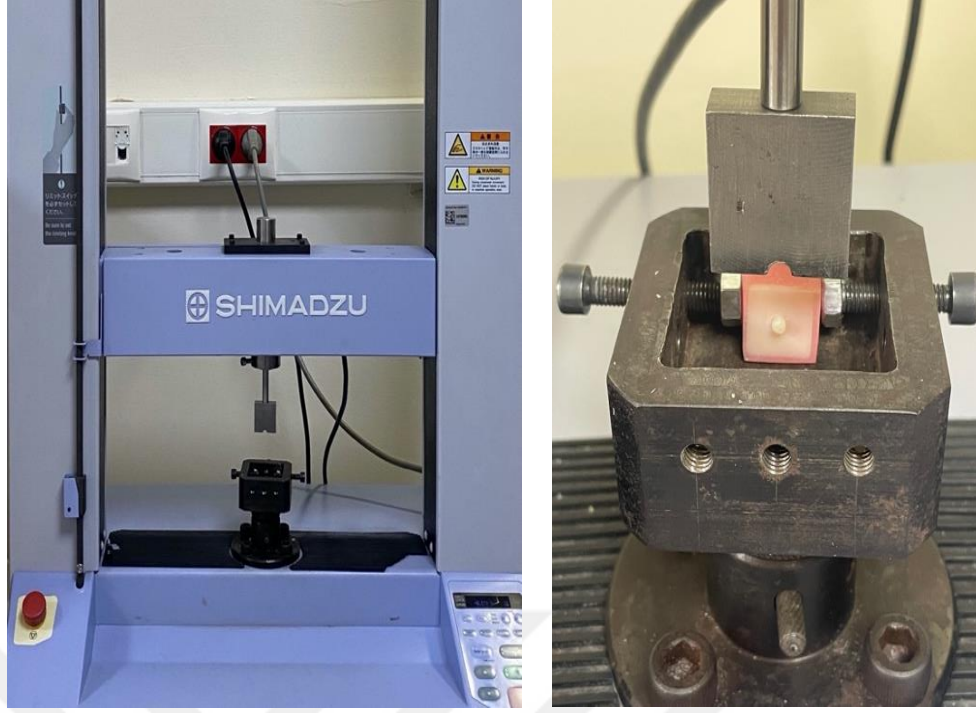
**Şekil 3.11:**Çalışmada kullanılan silan (Monobond Plus) , rezin siman( Multilink N) ve LED ışık cihazı(VALO Cordless)

### 3.6 Makaslama Bağlantı Testi Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda makaslama testi için Universal Test Cihazı (Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Tüm örnekler sırasıyla test cihazına yerleştirilmiş ve sonrasında yarım daire şeklindeki örnek boyutlarına uygun uç rezin bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Disk örneklere 0.5 mm/dk yükleme hızıyla bağlanmada kopma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır. Örnekler ile kompozit arasındaki bağlanmada kopma gerçekleştiği anda test cihazına bağlı olan bilgisayar kırılma anındaki kuvveti Newton (N) cinsinden kaydetmiştir. Elde edilen kuvvet değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) cinsinden çevrilmiştir:

$$\sigma = P/A$$

$\sigma$  : Makaslama değeri(MPa), P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton), A: Bağlantı alanı (mm<sup>2</sup>)



**Şekil 3.12:** Universal test cihazı ve cihaza yerleştirilen örnek

### **3.7 Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi**

Çalışmamızda makaslama testi sonrası materyal ve rezin siman arasında meydana gelen başarısızlık tiplerini sınıflandırmak için her örneğin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon; SMZ1000, Japonya) (Şekil 3.13) altında x20 büyütmede incelenmiştir.



**Şekil 3.13:** Stereomikroskop

### 3.8 İstatiksel Analiz

Tez çalışmamızda elde edilen veriler SPSS 25.0 (Statistical Package for Social Sciences) programı kullanılarak analiz edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikte minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Hem bağlanma dayanımı hem de pürüzlülük verileri normal dağılım gösterdiği için materyal ve yöntemin bağlanma dayanımı ve pürüzlülüğe olan etkisinin değerlendirilmesinde 2 yönlü ANOVA testi, post hoc olarak Tukey testi, kırık tiplerinin değerlendirilmesinde ise Ki-kare testi kullanılmıştır. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunması durumunda, ikili gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesinde Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır.

Yapılan analiz sonucuna göre  $p < 0,05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda CAD/CAM hibrit malzemelerine 4 farklı pürüzlendirme yöntemi ile pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri ( $R_a$ ), kontak profilometre cihazı ile “ $\mu\text{m}$ ” biriminde ölçülmüştür. Grup içi ve gruplar arasında pürüzlendirme işlemlerine bağlı olarak pürüzlülük değerlerinde fark olup olmadığı incelenmiştir. Materyal ve pürüzlendirme yönteminin pürüzlülük üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi için iki yönlü ANOVA testi kullanılmıştır. Bu testin sonucuna göre, hem materyal, hem pürüzlendirme yöntemi hem de bunların etkileşimi pürüzlülük değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmiştir ( $p < 0,001$ ). (Tablo 4.1)

**Tablo 4.1:** Materyal ve pürüzlendirme yönteminin pürüzlülük üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

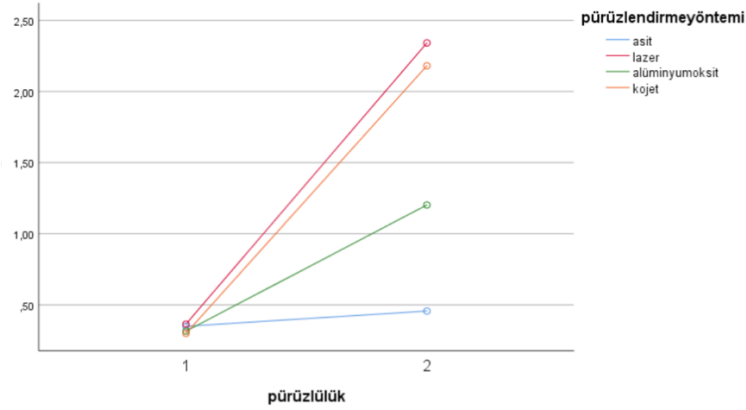
Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig
Düzeltilmiş model	191,407	1	191,407	4829,800	<0,001
Yüzey	1,883	3	0,628	15,839	<0,001
Yüzey işlemleri	27,888	3	9,296	234,566	<0,001
Yüzey * Yüzey İşlemi	2,104	9	0,234	5,900	<0,001
Hata	7,609	192	0,040		

Analiz sonucuna göre HF,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , Cojet, FS lazer grupları içerisinde Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart materyalleri değerlendirildiğinde yüzey pürüzlendirme sonrası pürüzlülük değerleri ortalaması, işlem öncesi pürüzlülük değerleri ortalamasına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Grandio VOCO ve Cerasmart materyalleri HF ile pürüzlendirilmeden etkilenmemiş ve

istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p \geq 0,05$ ). Çalışmadan elde edilen bulgulara göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplarda en fazla pürüzlülük değeri bütün pürüzlendirme grupları içinde istatistiksel olarak anlamlı derecede FS lazerle pürüzlendirilmiş örneklerde görülmüştür. Kullanılan malzemelerin yüzey işleminden önce ve sonra ortalama pürüzlülük değerleri ve standart sapma değerleri sırasıyla Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.5'te ve Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4'te gösterilmiştir.

**Tablo 4.2:** Grandio VOCO malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ )

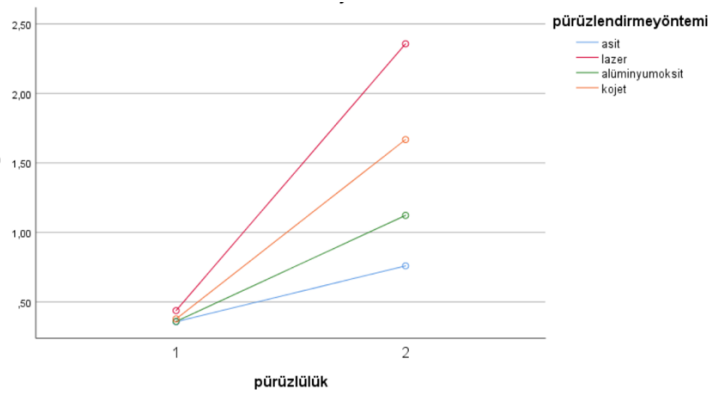
Materyal	Yüzey işlemi	Yüzey işlemi öncesi (Ra)	Yüzey işlemi sonrası (Ra)	Sig.
Grandio VOCO	HF	0,34	0,45	0,295
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,31	1,2	<0,001
	Cojet	0,29	2,18	<0,001
	FS lazer	0,36	2,34	<0,001



**Şekil 4.1:** Grandio VOCO malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği

**Tablo 4.3:** Vita Enamic malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ).

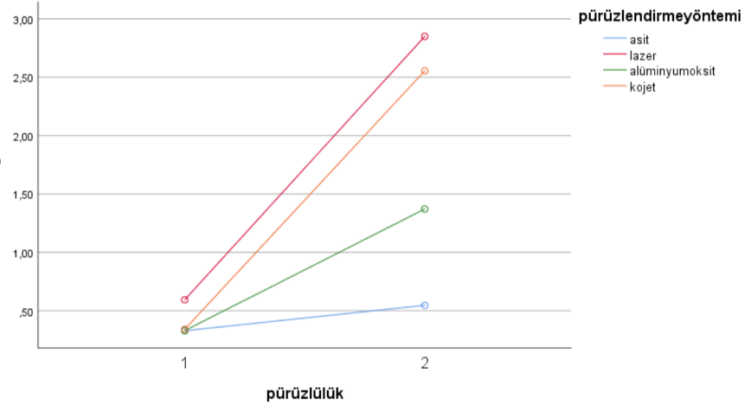
Materyal	Yüzey işlemi	Yüzey işlemi öncesi (Ra)	Yüzey işlemi sonrası (Ra)	Sig.
Vita Enamic	HF	0,35	0,75	<0,001
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,35	1,12	<0,001
	Cojet	0,37	1,66	<0,001
	FS lazer	0,43	2,35	<0,001



**Şekil 4.2:** Vita Enamic malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği

**Tablo 4.4:** Shofu HC malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ).

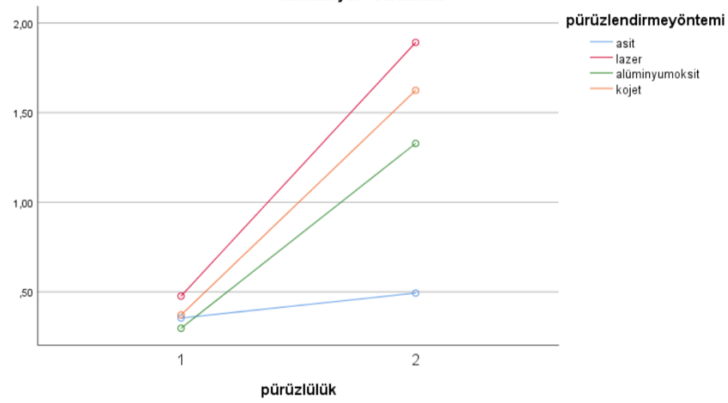
Materyal	Yüzey işlemi	Yüzey işlemi öncesi (Ra)	Yüzey işlemi sonrası (Ra)	Sig.
Shofu HC	HF	0,32	0,54	0,035
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,32	1,37	<0,001
	Cojet	0,34	2,55	<0,001
	FS lazer	0,59	2,84	<0,001



Şekil 4.3: Shofu HC malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği

Tablo 4.5: Cerasmart malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra ve standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ ).

Materyal	Yüzey işlemi	Yüzey işlemi öncesi (Ra)	Yüzey işlemi sonrası (Ra)	Sig.
Cerasmart	HF	0,35	0,49	0,174
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,29	1,32	<0,001
	Cojet	0,37	1,62	<0,001
	FS lazer	0,47	1,89	<0,001



Şekil 4.4: Cerasmart malzemesinin yüzey işlemleri öncesi ve sonrası Ra grafiği

## 4.2 Makaslama Testi Bulguları

CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu tez çalışmasında, dört farklı yüzey işleminin uygulandığı Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart hibrit seramik örneklerin adeziv rezin simanla makaslama bağlanma direnci değerleri Newton biriminde elde edilmiştir. Elde edilen değerler daha sonra adeziv rezinin örneklerde bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa' a çevrilmiştir. Grup içi ve gruplar arasında pürüzlendirme işlemlerine bağlı olarak bağlanma dayanım değerlerinde fark olup olmadığı incelenmiştir. Hem material ve pürüzlendirme yönteminin hem de etkileşimlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi için iki yönlü ANOVA testi kullanılmıştır. Bu testin sonucuna göre, hem materyal, hem pürüzlendirme yöntemi hem de bunların etkileşimi bağlanma dayanım değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmiştir ( $p < 0,001$ ).

**Tablo 4.6:** SBS değerlerinin çift yönlü ANOVA analizi

Varyasyon Kaynağı	Tip III Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig
<b>Düzeltilmiş Model</b>	2484,666 <sup>a</sup>	19	130,772	19,055	<b>&lt;0,001</b>
<b>Kesen</b>	39435,090	1	39435,090	5746,284	<b>&lt;0,001</b>
<b>Materyal</b>	736,794	3	245,598	35,787	<b>&lt;0,001</b>
<b>Yüzey İşlemi</b>	736,794	4	315,054	45,908	<b>&lt;0,001</b>
<b>Materyal * Yüzey İşlemi</b>	487,656	12	40,638	5,922	<b>&lt;0,001</b>
<b>Hata</b>	1509,797	220	6,863		
<b>Toplam</b>	43429,552	240			
<b>Düzeltilmiş Toplam</b>	3994,462	239			

a.R Kare = ,622 (Uyumlanmış R Kare = ,589)

Analiz test sonuçlarına göre en yüksek bağlanma dayanımı Vita Enamic materyalinde ( $16,87 \pm 2,65$ ) görüldü. Azalan bağlanma değeri sırayla Grandio VOCO ( $16,84 \pm 1,44$ ), Shofu HC ( $15,86 \pm 2,71$ ) ve Cerasmart ( $14,09 \pm 3,21$ ) materyallerinde izlenmiştir. Makaslama testi sonucunda bağlanma dayanım değerleri ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri Tablo 4.7'te verilmiştir.

**Tablo 4.7:** Pürüzlendirme işlemi sonrası makaslama bağlanma değerlerinin ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri (std)

		Grandio VOCO	Vita Enamic	Shofu Hc	Cerasmart
<b>Kontrol</b>	Ortalama	10,71	10,94	4,71	9,58
	Standart sapma	±2,88	±2,53	±1,31	±2,55
	Minimum	5,56	7,35	2,79	4,83
	Maksimum	13,32	15,52	6,95	15,28
<b>HF</b>	Ortalama	14,11	16	14,61	11,88
	Standart sapma	±2,35	±3,04	±2,01	±2,71
	Minimum	9,92	10,97	12,37	6,89
	Maksimum	16,9	22,57	18,43	16,22
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Ortalama	14,06	15,1	9,08	11,55
	Standart sapma	±3,78	±1,36	±2,18	±2,43
	Minimum	7,55	13,32	4,65	8,17
	Maksimum	18,43	18,02	12,87	19,46
<b>Cojet</b>	Ortalama	14,69	14,79	7,1	13,63
	Standart sapma	±2,74	±3,15	±2,17	±3,53
	Minimum	11	10,59	4,3	7,03
	Maksimum	18,62	19,43	10,62	19,46
<b>FS lazer</b>	Ortalama	16,84	16,87	15,86	14,09
	Standart sapma	±1,44	±2,65	±2,71	±3,21
	Minimum	14,47	13,97	10,06	9,33
	Maksimum	19,16	22,2	18,95	19,06

Bağlanma dayanımını materyal bazında karşılaştırıldığında Grandio VOCO ile Vita Enamic arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ( $p>0,05$ ) diğer bütün materyaller arasında bağlanma dayanımında anlamlı fark görülmüştür ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.8:** Materyal bazında SBS karşılaştırma sonuçları

Materyal (I)	Materyal (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı <sup>b</sup>	
				Alt Sınır	Üst Sınır
<b>Grandio VOCO</b>	Vita Enamic	-0,644	1,000	-1,917	-0,630
	Shofu HC	3,827*	<0,001	2,553	5,100
	Cerasmart	1,954*	<0,001	0,681	3,228
<b>Vita Enamic</b>	Grandio VOCO	0,644*	1,000	-0,630	1,917
	Shofu HC	4,470*	<0,001	3,197	5,744
	Cerasmart	2,598*	<0,001	1,325	3,871
<b>Shofu HC</b>	Grandio VOCO	-3,827*	<0,001	-5,100	-2,553
	Vita Enamic	-4,440*	<0,001	-5,744	-3,197
	Cerasmart	-1,872*	<0,001	-3,146	-0,599
<b>Cerasmart</b>	Grandio VOCO	-1,954*	<0,001	-3,228	-0,681
	Vita Enamic	-2,598*	<0,001	-3,871	-1,325
	Shofu HC	1,872*	<0,001	0,599	3,146

a : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni testi sonuçları

Pürüzlendirme yöntemlerinin bağlanma dayanımı üzerine etkisi incelendiğinde, tüm yüzey işlemleri kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bağlanma değeri göstermiştir ( $p < 0,001$ ). HF,  $Al_2O_3$ , Cojet ve FS lazer yöntemleri arasında FS lazer grubu anlamlı olarak ( $p \leq 0,01$ ) en yüksek bağlanma değeri göstermiştir ( $\sigma : 15,918$  MPa) (Tablo 4.9) Pürüzlendirme yöntemleri arasında  $Al_2O_3$  ile Cojet arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.9:** Gruplar arası bağlanma değerlerinin karşılaştırılması (Mpa)

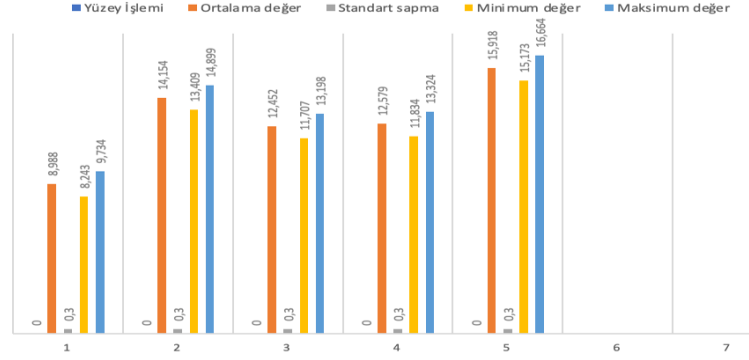
Yüzey İşlemi	Ortalama değer	Standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer
<b>Kontrol</b>	8,988	0,3	8,243	9,734
<b>HF</b>	14,154	0,3	13,409	14,899
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	12,452	0,3	11,707	13,198
<b>Cojet</b>	12,579	0,3	11,834	13,324
<b>FS lazer</b>	15,918	0,3	15,173	16,664

**Tablo 4.10:** Pürüzlendirme yöntemleri bazında SBS karşılaştırma sonuçları

Yüzey işlemi (I)	Yüzey işlemi (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı <sup>b</sup>	
				Alt Sınır	Üst Sınır
<b>Kontrol</b>	HF	-5,166*	<0,001	-6,682	-3,650
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-3,464*	<0,001	-4,980	-1,948
	Cojet	-3,591*	<0,001	-5,107	-2,074
	FS lazer	-6,930*	<0,001	-8,446	-5,414
<b>HF</b>	Kontrol	5,166*	<0,001	3,650	6,682
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	1,702*	0,17	0,185	3,218
	Cojet	1,575*	0,036	0,059	3,092
	FS lazer	-1,764*	0,011	-3,280	-0,248
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Kontrol	3,464*	<0,001	1,948	4,980
	HF	-1,702*	0,17	-3,218	-0,185
	Cojet	-0,126	1,000	-1,643	1,390
	FS lazer	-3,466*	<0,001	-4,982	-1,950
<b>Cojet</b>	Kontrol	3,591*	<0,001	2,074	5,107
	HF	-1,575*	0,036	-3,092	-0,059
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,126	1,000	-1,390	1,643
	FS lazer	-3,339*	<0,001	-4,856	-1,823
<b>FS lazer</b>	Kontrol	6,930*	<0,001	5,414	8,446
	HF	1,764*	0,011	0,248	3,280
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	3,466*	<0,001	1,950	4,982
	Cojet	3,339*	<0,001	1,823	4,856

\* : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni testi sonuçları



**Şekil 4.5:**Örneklerin gruplar arası bağlanma dayanımı grafiği; 1-kontrol, 2-HF, 3- $Al_2O_3$ , 4- Cojet, 5-FS lazer

Kontrol, HF,  $Al_2O_3$ , Cojet ve FS lazer grupları içerisinde materyaller karşılaştırıldığında kontrol grubunda Grandio VOCO, Vita Enamic ve Cerasmart arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmemiştir ( $p>0,05$ ). Bu materyallerden farklı olarak Shofu HC istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük SBS değerleri göstermiştir( $p<0,05$ ).

HF grubunda Vita Enamic ile Cerasmart materyali arasında bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur( $p<0,05$ ). HF grubunda diğer materyaller arasında, bağlanma dayanımında anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

$Al_2O_3$  grubunda Grandio VOCO ve Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımı Shofu HC ile kıyasta istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0,05$ ). Bu grupta Vita Enamic, aynı zamanda Cerasmart materyalinden anlamlı derecede yüksek bağlanma değeri göstermiştir( $p<0,05$ ). Diğer materyaller arası anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Cojet grubunda Shofu HC materyali diğer materyallerle kıyasta anlamlı derecede düşük bağlanma değeri göstermiştir ( $p<0,05$ ). Grubun diğer materyalleri arasında anlamlı fark yoktur ( $p>0,05$ ).

FS lazer grubunda Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Her materyal grubunda farklı pürüzlendirme işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde, Grandio VOCO ve Vita Enamic materyallerinde tüm pürüzlendirme yöntemleri

kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bağlantı değerleri göstermiş ( $p < 0,005$ ), pürüzlendirme yöntemlerini ise kendi aralarında karşılaştırdıkta anlamlı fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.11, 4.12)

**Tablo 4.11:** Grandio VOCO ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları

Materyal	Yüzey işlemi (I)	Yüzey işlemi (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı <sup>b</sup>	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Grandio VOCO	Kontrol	HF	-3,397*	<b>0,017</b>	-6,429	-0,364
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-3,347*	<b>0,02</b>	-6,379	-0,314
		Cojet	-4,060*	<b>0,02</b>	-7,093	-1,027
		FS lazer	-6,123*	<b>&lt;0,001</b>	-9,156	-3,091
	HF	Kontrol	3,397*	<b>0,017</b>	0,364	6,429
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,050	1,000	-2,983	3,083
		Cojet	-0,663	1,000	-3,696	2,369
		FS lazer	-2,727	0,115	-5,759	0,306
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Kontrol	3,347*	<b>0,02</b>	0,314	6,379
		HF	-0,050	1,000	-3,083	2,983
		Cojet	-0,713	1,000	-3,746	2,319
		FS lazer	-2,777	0,101	-5,809	0,256
	Cojet	Kontrol	4,060*	<b>0,002</b>	1,027	7,093
		HF	0,663	1,000	-2,369	3,696
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,713	1,000	-2,319	3,746
		FS lazer	-2,063	0,550	-5,096	0,969
	FS lazer	Kontrol	6,123*	<b>&lt;0,001</b>	3,091	9,156
		HF	2,727	0,115	-0,306	5,759
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	2,777	0,101	-0,256	5,809
		Cojet	2,063	0,550	-0,969	5,096

\* : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni testi sonuçları

**Tablo 4.12:** Vita Enamic ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları

Materyal	Yüzey işlemi (I)	Yüzey işlemi (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı <sup>b</sup>	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita Enamic	Kontrol	HF	-5,063*	<0,001	-8,095	-2,030
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-4,163*	0,001	-7,195	-1,130
		Cojet	-3,855*	0,004	-6,888	-0,822
		FS lazer	-5,936*	<0,001	-8,968	-2,903
	HF	Kontrol	5,063*	<0,001	2,030	8,095
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,900	1,000	-2,030	3,933
		Cojet	1,207	1,000	-1,133	4,240
		FS lazer	-0,873	1,000	-3,906	2,159
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Kontrol	4,163*	0,001	1,130	7,195
		HF	-0,900	1,000	-3,933	2,133
		Cojet	0,307	1,000	-2,725	3,340
		FS lazer	-1,773	0,987	-4,806	1,259
	Cojet	Kontrol	3,855*	0,004	0,822	6,888
		HF	-1,207	1,000	-4,240	1,825
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-0,307	1,000	-3,340	2,725
		FS lazer	-2,081	0,530	-5,113	0,952
	FS lazer	Kontrol	5,936*	<0,001	2,903	8,968
		HF	0,873	1,000	-2,159	3,906
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	1,773	0,987	-1,259	4,806
		Cojet	2,081	0,530	-0,952	5,113

\* : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni

Shofu grubunda kontrol-Cojet, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Cojet ve HF- FS lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (p>0,005). Diğer gruplarla karşılaştırdıkta istatistiksel olarak anlamlı derecede farkla (p<0,005) düşük SBS göstermiştir (Tablo 4.13).

**Tablo 4.13:** Shofu HC ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları

Materyal	Yüzey işlemi (I)	Yüzey işlemi (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Shofu HC	Kontrol	HF	-9,904*	<0,001	-12,937	-6,872
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-4,376*	0,001	-7,408	-1,343
		Cojet	-2,390	0,264	-5,423	0,643
		FS lazer	-11,152*	<0,001	-14,184	-8,119
	HF	Kontrol	9,904*	<0,001	6,872	12,937
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	5,528*	<0,001	2,496	8,561
		Cojet	7,514*	<0,001	4,482	10,547
		FS lazer	-1,248	1,000	-4,280	1,785
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Kontrol	4,376*	0,001	1,343	7,408
		HF	-5,528*	<0,001	-8,561	-2,496
		Cojet	1,986	0,647	-1,047	5,018
		FS lazer	-6,776*	<0,001	-9,808	-3,743
	Cojet	Kontrol	2,390	0,264	0,643	5,423
		HF	-7,514*	<0,001	-10,547	-4,
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-1,986	0,647	-5,018	1,482
		FS lazer	-8,762*	<0,001	-11,794	-5,047
	FS lazer	Kontrol	11,152*	<0,001	8,119	14,184
		HF	1,248	1,000	-1,785	4,280
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	6,776*	<0,001	3,743	9,808
		Cojet	8,762*	<0,001	5,729	11,794

\* : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni

Cerasmart'ta kontrol- FS lazer grubu ve kontrol- Cojet grubu arasında anlamlı fark gözlenmiştir ( $p < 0,005$ ). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (Tablo 4.14).

**Tablo 4.14:** Cerasmart ve yüzey etkileşimine ait karşılaştırma sonuçları

Materyal	Yüzey işlemi (I)	Yüzey işlemi (J)	Ortalama Fark (I-J)	P	95% Güven Aralığı <sup>b</sup>	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Cerasmart	Kontrol	HF	-2,300	0,326	-5,33	0,733
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	-1,972	0,666	-5,004	1,061
		Cojet	-4,058*	0,002	-7,090	-1,025
		FS lazer	-4,509*	<0,001	-7,542	-1,477
	HF	Kontrol	2,300	0,326	-0,733	5,333
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,328	1,000	-2,704	3,361
		Cojet	-1,757	1,000	-4,790	1,275
		FS lazer	-2,209	0,400	-5,242	0,823
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Kontrol	1,972	0,666	-1,061	5,004
		HF	-0,328	1,000	-3,361	2,704
		Cojet	-2,086	0,524	-5,118	0,947
		FS lazer	-2,537	0,185	-5,570	0,495
	Cojet	Kontrol	4,058*	0,002	1,025	7,090
		HF	1,757	1,000	-1,275	4,790
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	2,086	0,524	-0,947	5,118
		FS lazer	0,452	1,000	-3,484	2,581
	FS lazer	Kontrol	4,509*	<0,001	-1,477	7,542
		HF	2,209	0,400	-0,823	5,242
		Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	2,537	0,185	-0,495	5,570
		Cojet	0,452	1,000	-2,581	3,484

\* : ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır

b : çoklu karşılaştırma için Bonferroni

### 4.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları

Farklı yüzey işlemleri sonrası grupların her birinden rastgele alınan birer örnek üzerinde, yüzey topografyasındaki değişiklikler SEM ( x2000) ile değerlendirildi.

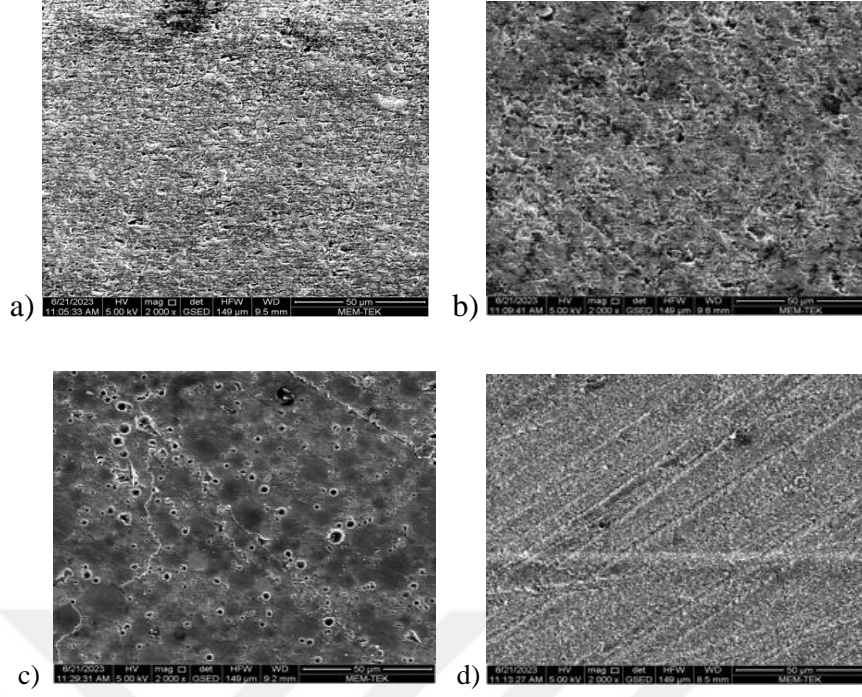
SEM analizine göre, kontrol grubunda doldurucu (açık gri alanlar) içerisine penetre olmuş polimer (koyu gri alanlar) yapıları gözlemlenmektedir. Yüzey işlemi uygulanmamış (kontrol) Grandio VOCO, Vita Enamic, Shofu HC ve Cerasmart, örneklerin SEM incelenmesinde polisaj işleminden sonra Vita Enamic, diğer üç seramiğe oranla, daha pöröz bir yapı sergilemektedir. (Şekil 4.6)

HF grubunda, Vita Enamic örnekte girinti çıkıntılarının diğer seramik örneklere göre daha fazla olduğu ve hibrit seramiğin kısmen çözünmüş ve camsı fazları süngerimsi yapıda olduğu izlenmiştir (Şekil 4.7).

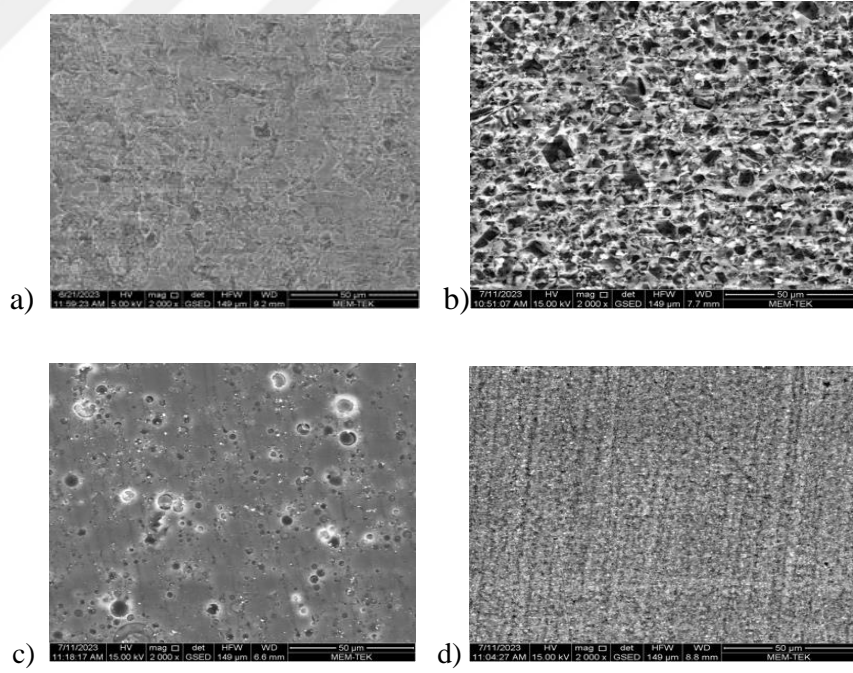
$Al_2O_3$  grubuna dahil olan örneklerinin yüzeyinde  $Al_2O_3$  taneciklerinin oluşturduğu girinti-çıkıntılar ve düzensizlikler Grandio VOCO blokla kıyasta diğer örneklerde daha belirgin olduğu görülmüştür (Şekil 4.8).

Cojet grubuna dahil olan seramik örneklerin SEM görüntülerinde muhtemel mikrotaneciklerin basınçla yüzeylere çarpmasının oluşturduğu mikro çatlak ve çukurlardan kaynaklanan düzensizlikler gözlenmiştir (Şekil 4.9)

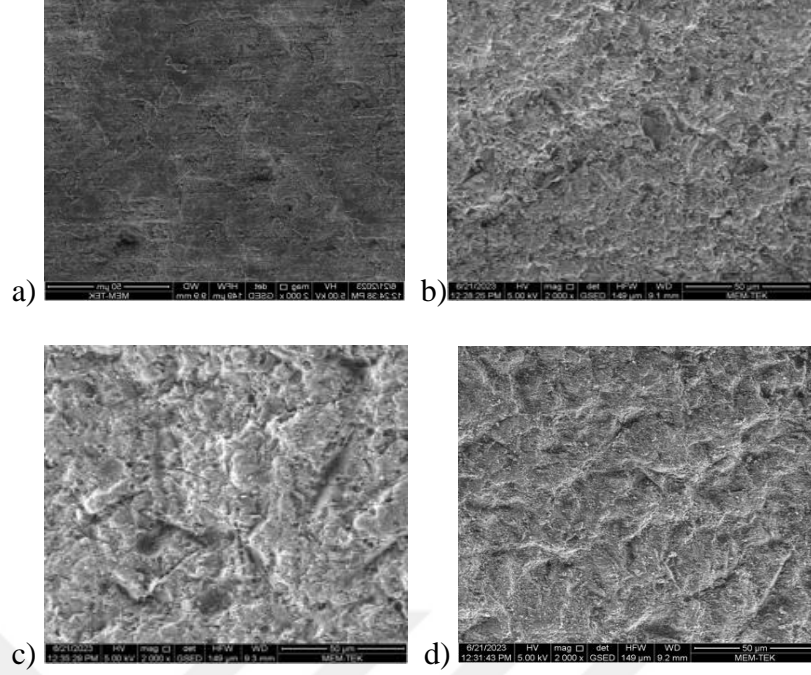
FS Lazer uygulanan yüzeylerin SEM görüntüleri, FS lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar yarattığını göstermiştir. Diğer gruplardan farklı olarak düzenli dağılmış derin çukurlar ve belirgin sınırlı ablasyon alanları izlenmiştir. Belirgin fissür şeklinde yarıkların etrafında bulunan, FS lazerden kısmen etkilenmiş düz alanlarda mikrotepeciklere rastlanmıştır. FS lazer atışlarının örnek yüzeyinde denk geldiği kısımlar, yüzeyde derin çukurların oluşmasına neden olmuştur. FS lazer grubunun SEM görüntülerine baktığımızda işlem görmüş yüzey ve işlem görmemiş yüzey arasındaki belirgin sınır bize etrafındaki yapılara minimal hasar verdiğini göstermektedir (Şekil 4.10)



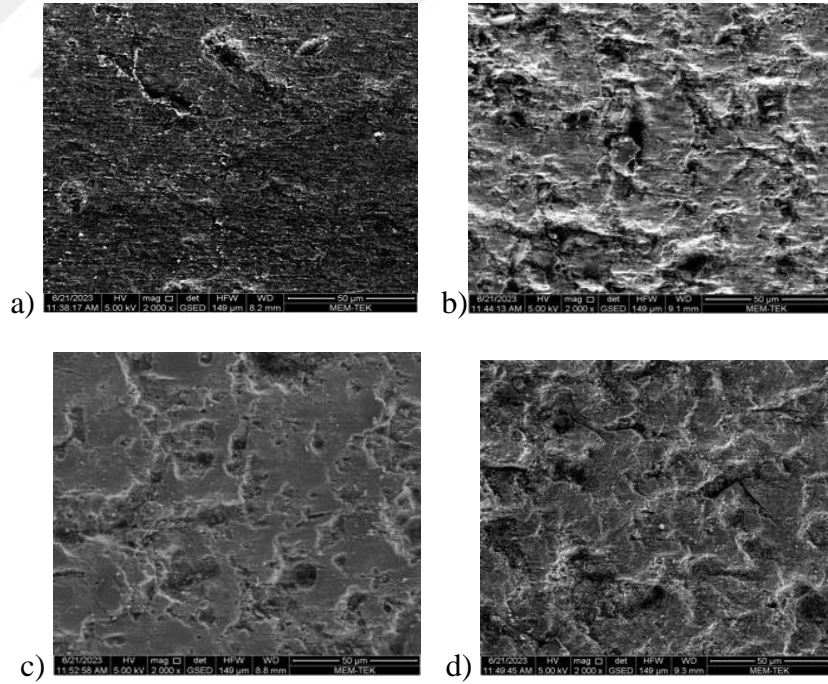
**Şekil 4.6:** Kontrol grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri  
a) Grandio VOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart



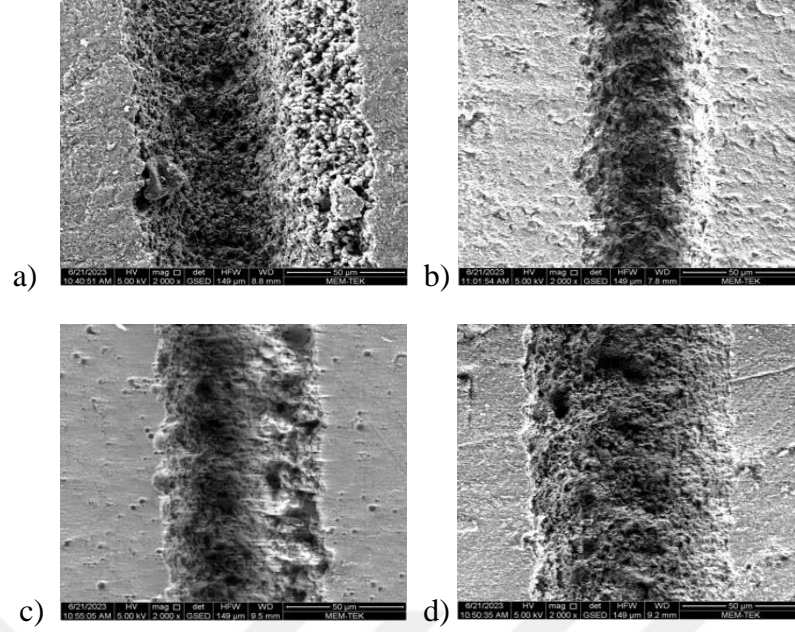
**Şekil 4.7:** HF grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri  
a) Grandio VOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart



**Şekil 4.8:** Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri  
a) Grandio VOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart



**Şekil 4.9:** Cojet grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri  
a) Grandio VOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart



**Şekil 4.10:** FS lazer grubuna dahil olan örneklerin x2000 büyütmede SEM görüntüleri

a) Grandio VOCO, b) Vita Enamic, c) Shofu HC, d) Cerasmart

#### 4.4 Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Tüm örnek yüzeyleri makaslama testini takiben incelenmiş ve başarısızlık tiplerini belirlemek için örneklerin kırık tipleri adeziv, koheziv ve karma olarak belirlenmiştir. Kırık hattı tamamen siman ile seramik arasında ve yüzeyde herhangi bir siman artığı bulunmuyorsa adeziv kırık (Tip 1), kırık hattında rezin siman varsa koheziv kırık (Tip 2), seramik bağlantı yüzeyinin bir kısmı simanla birlikte kopmuş ise karma koheziv (Tip 3) olarak değerlendirilmiştir [75]. Gruplarda oluşan kırık tipleri Tablo 4.15’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.15:** Gruplarda oluşan kırık tipleri

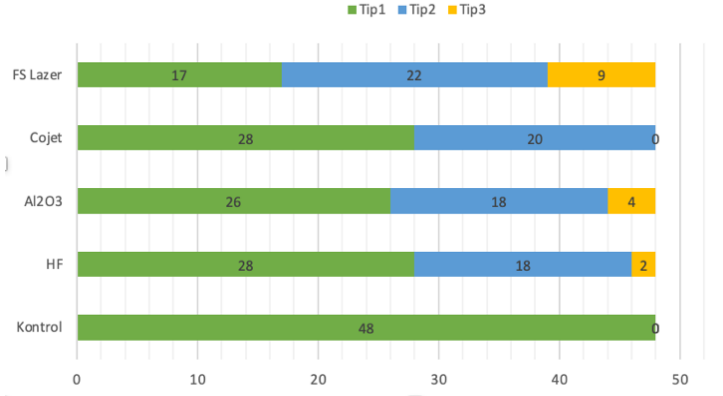
Kırık tipi	Kontrol	HF	AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Cojet	FS lazer
Tip 1	48	28	26	28	17
Tip2	0	18	18	20	22
Tip3	0	2	4	0	9

Kırık tiplerinin değerlendirilmesinde Ki-kare test kullanıldı. Seramik grupları ve başarısızlık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.16:** Materyallerde ayrı ayrı pürüzlendirme yöntemlerine göre kırık tipi değerlendirilmesi( $p>0.05$ )

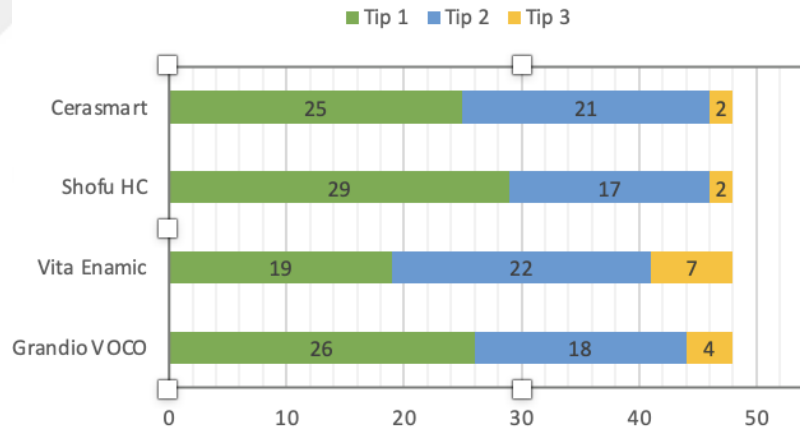
Materyal	Kırık tipi	Pürüzlendirme yöntemi				P
		HF	AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Cojet	FS lazer	
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Grandio VOCO	Tip 1	7 (%58,3)	8 (%66,7)	7 (%58,3)	4 (%33,3)	0,234
	Tip 2	5 (%41,7)	3 (%25)	5 (%41,7)	5 (%41,7)	
	Tip 3	0 (%0)	1 (%8,3)	0 (%0)	3 (%25)	
Vita Enamic	Tip 1	5 (%41,7)	4 (%33,3)	6 (%50)	4 (%33,3)	0,747
	Tip 2	5 (%41,7)	6 (%50)	6 (%50)	5 (%41,7)	
	Tip 3	2 (%16,7)	2 (%16,7)	0 (%0)	3 (%25)	
Shofu HC	Tip 1	7 (%58,3)	8 (%66,7)	9 (%75)	5 (%41,7)	0,249
	Tip 2	5 (%41,7)	4 (%33,3)	3 (%25)	5 (%41,7)	
	Tip 3	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	2 (%16,7)	
Cerasmart	Tip 1	9 (%75)	6 (%50)	6 (%50)	4 (%33,3)	0,457
	Tip 2	3 (%25)	5 (%41,7)	6 (%50)	7 (%58,3)	
	Tip 3	0 (%0)	1 (%8,3)	0 (%0)	1 (%8,3)	

Tüm gruplarda en fazla gözlenen başarısızlık; Tip 1 (Adeziv), en az ise Tip 3 (karma koheziv) başarısızlık olmuştur. Kontrol grubunda bütün başarısızlık Tip 1 olarak izlenmiştir. Tip 1 başarısızlık HF, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Cojet gruplarda benzer sayıda ( $n = 27 \pm 1$ ) görülürken en az FS lazer grubunda ( $n = 17$ ) görülmüştür. Tip 3 başarısızlık en fazla FS lazer grubunda ( $n = 9$ ) gözlenirken, Cojet grubunda ise görülmemiştir. Yüzey işlemlerine göre meydana gelen başarısızlık tiplerinin dağılım grafiği Şekil 4.11 'de verilmiştir.



**Şekil 4.11:** Yüzey işlemlerine göre meydana gelen başarısızlık tipleri

Materyaller arası kırık tiplerini karşılaştırıldığında en fazla kırık tipi Tip 1 olmakla birlikte, Shofu HC nanoseramik materyalinde görülmüştür (n = 29 ). Tip 2 kırık gruplarda benzer sayıda iken (n = 20 ± 2), Tip 3 kırık ise en fazla Vita Enamic grubunda görülmüştür (n = 7). Seramik gruplarında meydana gelen başarısızlık tiplerinin dağılım grafiği Şekil 4.12.'de verilmiştir.



**Şekil 4.12:** Seramik gruplarında meydana gelen başarısızlık tipleri

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada CAD/CAM ile işlenebilir 4 farklı hibrit materyallinin yüzeyleri hidroflorik asit, alüminium oksit, tribokimyasal silika kaplama ve femtosaniye lazerle pürüzlendirilerek bu yöntemlerin hibrit materyallerin rezin simanla bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre dört farklı CAD/CAM materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük değerlerinde ve pürüzlendirme sonrası bağlanma dayanımlarında fark bulunmuş, dolayısıyla birinci ve ikinci hipotez reddedilmiştir.

Materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilebilmesi için in-vivo ve in-vitro çalışmalar yapılmaktadır. İn-vivo çalışmalar bir materyalin güvenilirliğini değerlendirmede oldukça güvenilir bir yöntem olmasına rağmen bu çalışmaların standardizasyonunu ve hasta takibini sağlamak zordur. Diş malzemelerinin mekanik özellikleri, çoğu zaman in vitro testlerin sonuçlarına göre değerlendirilir. Bu yolla dental materyallerin laboratuvar koşullarındaki özellikleri, klinik performansı bir dereceye kadar tahmin edebilir, ancak oral ortamın taklidinin in vitro olarak yeniden yapılandırılması zor olmaktadır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü ayrıntılı protokoller, standartlaştırılmış test yöntemleri ve gerekli nitelikler, dental malzeme özelliklerinin karşılaştırılmasına izin verir. Standart prosedürlere göre yapılan test sonuçları, üreticilerin malzeme üstünlüğüne ilişkin ön çalışmalarını doğrulayabilir ya da iddialarını ortadan kaldıracaktır ve dental malzemenin klinik koşullarda başarısını tahmin edebilir [57]. Bu nedenle biz de klinik uygulamalara rehberlik etmesi ve karşılaştırılabilir olması açısından çalışmamızı in-vitro koşullarda yürüttük.

Adeziv materyallerin dişe ya da seramik materyallere olan bağlantısını test eden çalışmalarda sıklıkla gerilim, mikrogerilim ve makaslama testleri kullanılmıştır. Bu testlerin ideal uygun ölçümler sağladığı bildirilmiştir. Ancak mikrogerilim testleri

oldukça hassas ve kuvvet uygulandığında sonuçları etkileyebilecek streslere neden olabileceğinden makaslama bağlanma dayanımı testleri daha uygun, etkili ve basit bir yöntemdir ve klinik durumla örtüşen sonuçlar vermektedir. Çalışmamızda rezin matriks seramiklerin adeziv rezinle bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır [101, 107].

Ağız ortamını taklit etmek amacıyla yapılan termal döngü ve mekanik döngü yaşlandırma etkisi yaratır. Termal döngü testlerinde örnekler sıcaklığı 5 ve 55° C arasında değişen distile suda, farklı sayılarda döngüye maruz bırakılırlar. Termal genişleme katsayılarındaki farklılıklar sebebiyle materyallerin bağlantı ara yüzlerinde stres oluşur. Termal döngü testinin seramik yüzeyi ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını azalttığı veya etki etmediğini gösteren çalışmalar vardır. Güngör ve arkadaşları, yüzey işlemlerinin yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış CAD/CAM malzemelerinin rezin simanla bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişler. Araştırmacılar, CAD/CAM hibrit malzemelerine (Lava Ultimate, Vita Enamic ve Cerasmart) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama, elmas frezle pürüzlendirme, HF asit (%9) ve silan uygulamışlardır. Bu pürüzlendirme yöntemlerinin bağlanma dayanımını artırdığını ve HF ve silan uygulanmış Cerasmart dışında diğer gruplarda yaşlandırmanın bağlanma dayanımına etkisi olmadığını bildirmişlerdir [108]. Şişmanoğlu ve arkadaşları ise CAD/CAM materyaller ile rezin simanın bağlanma dayanımına yüzey işlemi ve yaşlandırmanın etkisini inceledikleri çalışmada yaşlandırmanın mSBS değerini anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir [109]. Lauvahutanon ve arkadaşları, polimer infiltre nanoseramiklerin (PICN) fiziksel değerlerinin termal siklusa etkilenmediğini bildirmişlerdir [62]. Bu tez çalışmasında da materyaller, termal siklus cihazında (SD Mechatronik Termocycler, Almanya) 10000 siklusa tabii tutulmuştur.

CAD/CAM teknolojisi, modern diş hekimliğinde en hızlı gelişen yönlerden biridir. Hasta başı CAD/CAM sistemleri, intraoral tarayıcılar ile önemli ölçüde daha iyi, daha hızlı ve daha küçük hale gelmiştir. Tasarım ve bilgisayar destekli 3 boyutlu baskı seçenekleri herhangi bir model olmadan çeşitli restorasyonların üretilmesine olanak tanır. Geleneksel ölçü tekniğine göre iyi marjinal ve internal uyuma neden olması, hasta başı sürenin kısılması, standart endüstriyel blokların kullanılması nedeniyle imalat ve klinik uygulama sırasında daha az malzeme hatasının olması, geleneksel

yöntemlerde kullanılan modelaj, döküm gibi aşamaların olmaması sonucunda CAD/CAM'in doğruluk oranı ve güvenilirliği zamanla artmaktadır [110]. Diş hekimliğinde son yıllarda giderek artan popülaritesi, restorasyonların dijital sistemlerle çok daha kısa sürede pratik bir şekilde üretilmeleri ve klinik başarıları nedeniyle, bu çalışmada CAD/CAM sistemi ile işlenebilir malzemeler kullanılmıştır.

CAD/CAM tekniklerinde tek tip malzeme kalitesiyle standartlaştırılmış üretim süreçleri, restorasyonların tekrarlanabilirliği ve üretim maliyetlerinde azalma gibi gelişmeler hızlanmış ve tam seramik restorasyonlarla beraber CAD/CAM sistemleri ile işlenebilir, farklı mekanik ve optik özellikleri olan materyaller gelişmiştir. Madde kaybı olan dişlerin restore edilmesi ve ağızda uzun süre başarılı bir şekilde fonksiyon görmesi için hangi malzemenin kullanılmasına ilişkin karar verme diş hekimleri için zorlayıcı olabilir. Hastalar genellikle metalik restorasyonları reddedebilir, bu durumlarda daha iyi estetiğe sahip seramik veya kompozit içerikli materyaller iyi bir seçenek olabilir. Literatürde bu malzemelerin fiziko-mekanik özelliklerini araştıran çalışmalar vardır. Seramikler doğal diş görünümüne sahip olmaları, biyouyumlulukları, yüksek aşınma dirençleri, düşük termal iletkenlikleri nedeniyle çoğu klinik endikasyonu kapsar. Düşük çekme mukavemeti ve yüksek kırılgenlik ve karşıt dişlerde aşınmaya neden olması dezavantajlarıdır [111]. Kompozitler ise az kırılımandır ve yüksek oranda antagonist diş aşınmasına neden olmaz. Bununla birlikte, malzemenin kendisinin aşınması daha yüksektir ve kullanımlarını sınırlayan daha düşük renk stabilitesine sahiptir. Vanoorbeek ve arkadaşları yaptığı 3 yıllık bir klinik çalışmada, indirekt rezin bazlı kompozit restorasyonların, tam seramik restorasyonlara kıyasla daha düşük estetik ve düşük aşınma direncine sahip olduğunu göstermiştir [112]. Dental seramikler, insan minesine benzer bazı fiziksel özellikler gösterirken, kompozit rezinlerin özellikleri dentin özelliklerine daha yakındır. Bu nedenle, yeni geliştirilen hibrit malzemelerde seramiklerin kanıtlanmış mekanik performansını kompozit malzemelerinkilerle birleştirmesi amaçlanmıştır [113]. Bununla birlikte, bu materyallerin hiçbiri tüm klinik durumlar için en iyi seçenek değildir ve bu materyallerin seçimi, sağlamlığa, estetiğe ve dental yüzeylere güvenilir şekilde bağlanmaya bağlıdır [114].

Seramik ve rezin kompozit materyallerin performansını optimize etmek için bu iki malzeme bir üretici tarafından 'Hibrit Seramik' adı altında tek bir materyalde

birleştirildi. Bu rezin bazlı seramiklerin yarısından fazlası inorganik bileşiklerdir ve restorasyonun klinik başarısı, malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerinden etkilenir [115]. Aynı zamanda materyali oluşturan parçacıkların nano boyutları bağlanmanın gücünü, performansını ve uzun ömürlülüğünü etkilemektedir[116]. Lowson ve arkadaşları, araştırmalarında rezin nanoseramiklerin (PNC) ve polimer infiltre seramik ağ (PINC) hibrit malzemelerin, cam seramiklerden daha düşük bir bükülme direncine, düşük bir elastik modülüne ve sertliğe sahip olduğunu göstermişlerdir. Bu özellikler sonucunda PNC ve PINC materyalleri cam seramiklerden fazla aşınma göstermiş, minede ise az aşınma yapmış olduğunu gözlemlemişlerdir [117]. Coldea. ve arkadaşları, hibrit seramiklerin daha düşük seramik oranı, daha düşük bir elastik modül ve sertlik gösterirken, yüksek eğilme mukavemeti ve yüksek kırılma dayanımı sergilediği sonucuna varmışlardır [5]. Awada ve arkadaşları, hibrit CAD/CAM materyallerinin seramiklerle karşılaştırdıkları bir çalışmada, frezeleme sonrası basamak pürüzlülük değerlerini incelenmiş, rezin-seramik materyallerinin, diğerlerine göre daha üniform basamaklara sahip olduğu ve bu materyallerin, cam seramiklere göre daha konservatif preperasyonlarda kullanılabileceği belirtmişlerdir [118]. Albero ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada PICN'nin eğilme mukavemeti değerleri PNC'e benzer, lityum disilikat cam-seramiklerle karşılaştırıldığında düşük, feldspatik porselenlerden ise daha yüksek değerler gösterdiğini söylemişlerdir [119].

Hasar toleransı, bir yapının katstrofik başarısızlık olmadan tamir edilebilme özelliğidir. Andrea ve arkadaşları, çalışmalarında PICN'nin oksit-seramik, feldspatik seramik ve lityum disilikat cam seramik materyallerle kıyasta yüksek hasar toleransı olduğunu görmüşler. Bu nedenle, frezeleme zamanı veya çigneme ile ortaya çıkan kusurların, PICN'nin gücü üzerinde daha az etkiye sahip olması beklenmektedir [120]. Donna ve arkadaşları, PICN'nin kırılma değerini, yoğunluğunu ve elastik modülünü araştırılmıştır. Ortalama yoğunluk değeri, bir mikrohibrit kompozit ve bir nanofill kompozit için bildirilen ortalama değerlere benzer, feldspatik porselenler için bildirilen değerlerden daha düşük ve cam içerikli alümina bazlı seramik için bildirilen değerlerden çok daha düşüktür. Ortalama elastik modülü rezin bazlı kompozitler ve feldspatik porselenler için bildirilen değerler arasındadır. Malzemenin kırılma değeri porselenle kıyasta önemli ölçüde azalmış ve bunun nedenini araştırmacılar polimer-seramik ilişkisine bağlamışlardır[121]. Bazı karşılaştırmalı veriler mevcut olmasına

rağmen, kenar kırılma sertliği (chipping) dental materyalleri değerlendirmek için nispeten yeni bir mekanik testtir. Kenar kırılma sertliği açısından Argyrou ve arkadaşları, PICN materyalini diğer restoratif materyallerle (nanoseramik rezin, feldspatik porselen ve lösit takviyeli cam-seramik) karşılaştırmışlar en düşük değeri PICN'de bulunmuştur [122]. Bu çalışmalarını göz önünde bulundurarak ve avantajlarından dolayı diş hekimliğinde yaygın olarak kullanan nanohibrit rezin kompozit olan Grandio VOCO, polimer infiltre cam seramik olan Vita Enamic, zirkonya silika içerikli rezin nanoseramik Shofu HC ve rezin nanoseramik olan Cerasmart çalışmalarımıza dahil edilmiştir.

Restorasyonun hazırlandığı materyalin fizikomekanik özellikleri, yüzey işlemleri ve simanın özellikleri, adezyon sonuçlarında kilit faktörlerdir[123]. Adeziv simantasyon, kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlenme ile restorasyonun dişe yapışmasını sağlar, dişin ve restorasyonun kırılma dayanımını artırır. Ayrıca, diş yapılarını agresif preparasyondan korumak için oluk gibi eski mekanik tutuculuk konseptleri, kimyasal ve mikromekanik adezyon ile değiştirilmiştir. Geleneksel simantasyon ise, mikromekanik olarak restorasyon ile doğal diş arasındaki boşluğun bir yapıştırıcı siman ile doldurulması işlemidir ve kimyasal bağlanma söz konusu değildir. Tian ve ark. yaptıkları çalışmada geleneksel simanlarla rezin simanları karşılaştırmış ve rezin simanların kullanımı, retansiyonu ve marjinal adaptasyonu arttırdığı gibi, bu simanlarla düşük mikrosızıntı ve çürük oluşma riskinin daha az olduğu, diş ve restorasyon arasında güçlü bir bağlantı oluştuğunu bildirmişlerdir [124]. Türkmen ve arkadaşları, 3 farklı adezyon yöntemi (etch and rinse, self-etch, self adeziv) kullanarak bağlanmış rezin simanın direkt ve indirekt kompozitlerle dentin arasındaki çekme bağ kuvvetlerine etkisini incelemişlerdir. Sonuçta universal self adeziv rezinlerin indirekt restorasyonlarla daha iyi bağlanma dayanımı olduğunu bildirmişlerdir [125]. Bundan başka renk seçenekleri ile estetiğe katkıları gibi özellikleriyle de hekimler tarafından tercih edilmektedir [82].

Klinik uygulamalarda tam seramik restorasyonlar, ışıkla polimerize veya hem ışık hem de kimyasal polimerize (dual cure) olan rezin siman kullanılarak simante edilir. Işıkla polimerize rezin simanların uzun çalışma süreleri avantajı iken 2 mm' den kalın olması durumunda ya da opak restorasyonlarda ışığın erişememesinden dolayı polimerizasyonun tamamlanamaması dezavantajdır. 2 mm'den kalın restorasyonlarda

ve ışık geçirgenliği sınırlı olduğu durumlarda hem ışık hem de kimyasal polimerize olan simanların kullanılması önerilir [82]. Bu tez çalışmasında, yüksek mekanik dayanıklılık ve ışığın yetersiz kaldığı durumlarda polimerizasyonun kimyasal olarak tamamlanabilmesi amacıyla hem ışık hem de kimyasal polimerize olan adeziv rezin siman seçilmiştir.

Tam seramik sistemlerde adeziv simantasyonun uygulanabilmesi için yüzey işlemleri önem taşımaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırarak materyalin temas alanını arttırmakta ve böylece siman bağlanma dayanımını olumlu etkilemektedir. Bu amaçla en sık kullanılan yüzey işlemleri;  $Al_2O_3$  ile kumlama, asitle pürüzlendirme, silan uygulaması, tribokimyasal silika ile kumlama, plazma uygulaması, elmas döner aletle pürüzlendirme, lazer uygulama ve bunların kombine uygulamalarını kapsamaktadır. Simantasyon için önerilen yüzey işlemleri seramik materyalinin içeriğine göre değişmektedir [126] ve bu nedenle özel bir yüzey işlemi gerektirecektir.

Campos ve arkadaşları ile Conejo ve arkadaşları, çalışmalarında PICN'ye kararlı bir bağ oluşturmayı hedefleyen, tercih edilmesi gereken yüzey işleminin HF ile aşınma olduğu sonucuna varmışlardır [127, 128]. Türker ve arkadaşları, yüzey işlemi uygulamalarının anlamlı olarak bağlanma dayanımını arttırdığı ve gruplar arasında en fazla bağlanma dayanımının hidroflorik asit ile yüzey pürüzlendirmenin ardından silan uygulanması ile elde edildiğini söylemişler [129]. Barutçigil ve ark. ise en yüksek bağlantı dayanımının silan uygulanmış grupta olduğunu, asit ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika ile kaplama ve kumlama sırasıyla yüzey pürüzlendirme için önerilen işlemler olduğunu bildirmişlerdir [130]. Lise ve arkadaşları, iki farklı CAD/CAM materyaline (Cerasmart, Vita Enamic) çeşitli yüzey işlemlerinin siman ile bağlantı dayanımında etkisini incelemişlerdir. Her iki materyalde yüzey işlemine bakılmaksızın bağlantı dayanımının arttığı ve bu materyallerin yaşlandırma işleminden etkilenmemesi için  $Al_2O_3$  ve HF uygulanması sonrası silan uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır [131]. Nagasawa ve arkadaşları yüzey işlemlerinin CAD/CAM rezin blokların self adeziv rezin simana bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada yüzey işlemleri olarak kontrol (yüzey işlemi uygulanmamış),  $Al_2O_3$ , primer,  $Al_2O_3$ +primer, HF ve HF+primer uygulamışlar. Elde edilen bulgularda  $Al_2O_3$  veya primerin tek olarak uygulandığında kontrol grubuna göre anlamlı farkı

olmadığını,  $Al_2O_3$ +primer ve HF+ primer ise yüksek bağlanma değeri gösterdiğini belirtmişlerdir [132]. Emsermann ve arkadaşları ise CAD/CAM hibrit ve seramik blokların yüzey işlemlerinden sonra adezyonunu inceledikleri çalışmada silan uygulaması, CAD/CAM kompozit rezin üzerindeki bağ kuvvetlerini azaltma eğiliminde olduğunu bildirmişlerdir [133]. Demirtag ve arkadaşları, çalışmalarında PINC ve PNC materyallerinin yüzey pürüzlülük ve SBS değerlerini incelediklerinde FS lazerin daha etkili bir yöntem olduğunu göstermişlerdir [91]. Bu çalışmalarını göz önünde bulundurarak çalışmamızda hidroflorik asitle pürüzlendirme, alüminyum oksitle kumlama, tribokimyasal silika kaplama, femtosaniye lazer ile pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra silan uygulanıp farklı içeriğe sahip materyallerin rezin simanla bağlanma dayanımı araştırılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü oluşturmak için kullanılan yüzey işlemlerinden biri asitle pürüzlendirme değildir. Hidroflorik asit, seramik yüzey üzerinde mikro gözenekler oluşturarak yüzey alanını artırarak rezin siman ile mekanik kilitleme oluşturur. Ramakrishnaiah ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada silika bazlı seramikleri 20, 40, 80 ve 160 saniye süreyle hidroflorik asitle aşındırmışlar. Süredeki artışın yüzey mikro yapısını önemli ölçüde değiştirdiğini ve daha uzun süre aşındırmanın gözeneklerin sayısında ve genişliğinde artışa neden olduğunu göstermişlerdir [134]. Dental literatürde HF asit genellikle %5-10 arası konsantrasyonlarda kullanılırken; Yu ve arkadaşları tarafından, hidroflorik asitin konsantrasyonuna göre en iyi asitleme süreleri; %2,5 için 5 dakika, %5 için 5 dakika, %7.5 için 2,5 dakika, %10 için 1 dakika ve %15 için 0,5 dakika olarak belirtilmiştir [135]. Yaptığımız çalışmada örneklere %9 hidroflorik asit 60 saniye süreyle uygulanmıştır.

Restorasyon iç yüzünün alüminyum oksit partikülleriyle kumlama, bir ön yüzey işlemidir. Kumlama işleminde 30 ila 110  $\mu m$  arasında değişen tanecik büyüklüğüne sahip alüminyum oksit partiküllerinin, 0,28 MPa basınçla ortalama 15 mm mesafeden 10 saniye boyunca yüzeye püskürtülmesi önerilmektedir [136]. Tekçe ve arkadaşları, farklı partikül boyutlu  $Al_2O_3$  ile kumlamanın rezin simanla CAD/CAM rezin blokların (Cerasmart, Vita Enamic ve Lava Ultimate) bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada 50  $\mu m$   $Al_2O_3$  ile kumlama uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmiştir [137]. Çalışmamızda 50  $\mu m$  büyüklüğünde  $Al_2O_3$  partikülleri 2,5 bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 10 sn süreyle uygulanmıştır.

Fiziksel ve kimyasal yöntemi bir arada birleştiren pürüzlendirme yöntemi tribokimyasal silika kaplamadır. Tribokimyasal silika kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur. Çelik ve ark. tribokimyasal ve lazer pürüzlendirme yöntemini kullanılarak PINC, RNC malzemeleri için önemli ölçüde daha yüksek bağlanma değerlerinin tribokimyasal grupta olduğunu belirtmişlerdir[138]. Şişmanoğlu ve ark. yaşlandırmadan sonra en yüksek bağlantı değerini tribokimyasal kaplama ve Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlamadan sonra oluştuğunu belirtmişlerdir [139]. Çalışmada 20 sn. süreyle, 2,5 bar basınçla, 10 mm mesafeden tribokimyasal silika kaplama uygulanmıştır.

Nd-YAG, Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG, CO<sub>2</sub> lazer, FS lazerlerin diş hekimliğinde kullanımları giderek artmaktadır [140]. Lazerler seramiklerin yüzeyinde farklı etki göstermektedir. Ghallab ve ark. araştırmalarında lazerin etkisinin seramiyin kimyasal yapısına göre değiştiğini söylemişler [141]. Demirtag ve ark. yaptıkları çalışmada FS lazer ışınlamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırmada kumlama veya asitle pürüzlendirmeden daha etkili olduğu ve ayrıca silanizasyon ile de simanın seramiklerle bağlantısında en yüksek dayanımı gösteren yüzey işlemi olduğu bildirmişler [91]. Literatürde FS lazerin hibrit seramiklere etkisinden bahseden çok az çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda lazer pulse enerjisi 10 mW, 800 nm dalgaboyu, 90 fs ve 1kHz tekrarlama oranıyla uygulanmış olup iç içe geçmiş halkalar şeklinde kabartmalı olarak 10 tekrar olacak şekilde FS lazer uygulanmıştır.

Siman bağlanma dayanımını arttırmak için oluşturulan yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için optik veya mekanik sensörlü cihazlar kullanılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü SEM, mekanik profilometre, optik profilometre, lazer profilometre ve AFM gibi cihazlarla yapılabilmektedir. Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümü, profilometre cihazıyla (MahrSurf M 300 C, Mahr; Almanya) seramik yüzeyin 3 farklı noktasından 3 kere ölçülerek yapılmıştır. Elde edilen Ra değerlerinin matematiksel ortalaması ortalama yüzey pürüzlülüğü olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre ayrı ayrı hem seramikler, hem de yüzey işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin anlamlı olduğu bulunmuştur. Seramik örnekler ve yüzey işlemleri birlikte değerlendirildiğinde de yüzey pürüzlülüğüne etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,005). Tüm gruplarda en yüksek Ra değerleri FS lazer grubunda görülmüştür. Bunu Cojet, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, HF ve kontrol grubu

izlemiştir. Yüzey işlemleri yapılmış tüm gruplar ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu, yüzey işlemlerinin kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Seramik materyaller arası Grandio VOCO ve Vita Enamic benzer bağlanma değerleri göstermekle birlikte, Shofu HC ve Cerasmart'tan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek SBS değerleri göstermiştir. Shofu HC Cerasmart arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Seramik materyallerinin, içerik ve yapılarına göre yüzey işlemleri uygulamalarından farklı etkilenebileceği sonucuna varılmıştır.

Barutçigil ve arkadaşları, çalışmalarında Vita Enamic seramik örnekleri uygulanan yüzey işlemlerine göre; kontrol, 30 µm tribokimyasal silika ile kumlama (Cojet), 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama, 10%'luk HF asit ile pürüzlendirme, universal adeziv (3M Single Bond Universal) ve Er, Cr: YSGG ile pürüzlendirme grubu olmak üzere 6 gruba ayrılmışlardır. En düşük Ra değeri SingleBond Universal, en yüksek ise Cojet ile pürüzlendirme uygulanan grupta gözlenmiştir. En düşük bağlanma dayanımı değerleri kontrol, en yüksek ise SingleBond Universal uygulanan grupta elde edilmiştir [130]. Bu çalışmanın sonuçları, yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımı değerleri arasında doğrudan bir ilişki kurmak mümkün olmadığını düşündürmektedir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün uygulanan yüzey işlemlerine göre değişken değerlerde bulunması içerik ve yapılarının farklı olmasıyla açıklanmıştır. Araştırmacılar, malzemelerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin bağlanma dayanımı ile ilişkilendirilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtmişlerdir.

Thomas ve arkadaşları, yüzey işlemlerinden sonra CAD/CAM materyallerinde yüzey pürüzlülüğünü, yüzey enerjisini ve yüzeyde oluşan hasarı incelemişlerdir. Celtra Duo, Vita Suprinity, E.max Cad, E.max Zircad, Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate, Shofu HC, Grandio VOCO, Brilliant Crios materyallerine %5 HF 20 sn, %37 fosforik asit, Monobond silan, 80 µm ve 4 µm grenli elmas frezle pürüzlendirme, 50 µm büyüklükte 1 bar ve 2 bar, 120 µm büyüklükte 1 ve 2 bar basınçla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, kontrol olarak işlem görmemiş gruba ayırmışlar. Elde edilen bulgularda 50µm /1bar kumlama, 80 µm pürüzlülükte önemli artış sağlamıştır. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlamada basınç ve partikül boyu artışı yalnız pürüzlülükte küçük bir ek artış ve çatlak oluşumuna neden olmuştur. HF asit Vita Enamic materyalinde Ra değerlerinde önemli bir artışa (p=0,004) neden olsa da, Cerasmart ve Grandio VOCO blokları asitten

etkilenmemişlerdir. Araştırmacılar bunu materyallerin farklı silika oranlarından kaynaklandığını düşünmektedirler [142].

Damanhoury ve arkadaşları, Er: YAG lazer, asit ve mikro aşındırmanın hibrit ve lityum disilikat seramiklerin adeziv simantasyona etkisini araştırmışlardır. PICN malzemesi (Vita Enamic), üç PNC (Cerasmart, Shofu HC, Lava Ultimate,) ve bir lityum disilikat seramik (IPS e. max CAD) blokları aşağıdaki ön işlemlerden birine tabi tutulmuştur: kontrol, 3W ve 6 W Er: YAG, 60 sn %4,5 HF aşındırma, kendiliğinden asitli primer ve 25 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile aşındırma. Yüzey işlemlerinden sonra tüm örneklere dual-cure rezin siman bağlanmıştır. IPS e. max ve Vita Enamic materyallerin HF ve kendinden asitli primerle işlenmesi kendi gruplarında en yüksek SBS değerleri ile sonuçlanmıştır. IPS e. max'ten başka tüm grublarda 3W, 6W lazerle pürüzlendirme ve kumlama benzer SBS değerler göstermiştir. Alınan sonuçlarda yalnızca Cerasmart ve Shofu HC materyallerinde yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma kuvveti arasında anlamlı bir korelasyon görülmüştür. Geri kalan grupta lazer ve mikroaşındırma yüksek Ra değeri gösterse de düşük SBS değeri göstermiştir Buna karşılık, HF işlemi nispeten daha pürüzsüz bir yüzey gösteren Cerasmart hariç test edilen tüm malzemelerin işlenmiş yüzeylerinde mikro düzensizlikler ve mikro gözenekler içeren pürüzlü yüzeylerle sonuçlanmıştır [143]. Heba A. M. Ve arkadaşları, çalışmalarında kontrol, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve HF olmakla 3 grupta pürüzlendirme yöntemlerinin Cerasmart ve Lava Ultimate rezin seramiklerinin eğilme mukavemetine etkisini araştırmışlardır. Cerasmart materyali Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile pürüzlendirildikten sonra kontrol grubundan anlamlı olarak yüksek Ra değeri göstermiş, HF asit ise Cerasmart materyalinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmamıştır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla kısmen benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda, dört farklı CAD/CAM bloğun makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarının değerlendirilmesinde bazı grupta uygulanan yüzey işlemleri ile bağlanma dayanımı arasında farklılıklar olduğu görülmüştür. Grandio VOCO ve Cerasmart materyaline HF uygulandığında elde edilen Ra değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmese de bağlanma dayanımı kontrol grubundan anlamlı farklı bulunmuştur. HF uygulamasının dağıntık dolgu maddeli CAD-CAM kompozitleri üzerindeki düşük etkinliğini açıklamak için, dolgu maddelerinin büyük çoğunluğunun saf SiO<sub>2</sub>'den oluşmadığını iddia edebiliriz. Grandio VOCO ve Cerasmart materyallerinde HF uygulamasının benzer şekilde pürüzlülük değerine anlamlı

düzyeyde etki etmemesi, bu iki malzemenin aynı gruba-rezin nanoseramik grubuna dahil olduğundan benzerlik gösterdiği düşünölmektedir. Cerasmart'ta baryum camı, dolgu maddesinin cam bileşenin in yaklaşık yarısını oluşturmaktadır. Baryum camı HF ile reaktif değildir ve bu Cerasmart'a HF asidin etki etmeme nedeni olabilir.

Beyabanaki ve arkadaşları, P INC (Vita Enamic, Crystal Ultra), P NC (Lava Ultimate) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat (Vita Suprinity) olmak üzere 4 farklı içerikli materyalin rezin simanla bağlanma dayanımını incelemiştir. Her gruptaki tüm numuneler üretici firma tarafından önerilen yüzey işleme tabi tutulmuşlar: Vita Enamic (60s) ve Vita Suprinity (20s) için %10 HF; Lava Ultimate ve Crystal Ultra'nın 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlama. Örneklere dual-cure resin siman bağlanarak termal döngüde yaşlandırılmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda hibrit seramikler, rezin nanoseramikler ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat malzemelerle karşılaştırıldığında rezin simanlara daha yüksek bağlanma kuvveti gösterdiğini bulmuştur[144]. Bu çalışmanın sonuçları kısmen bizim çalışmanın sonuçlarına benzemektedir. Çalışmamızda materyaller arası bağlanma dayanımı karşılaştırıldığında, Vita Enamic materyali ile Grandio VOCO arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Bu, inorganik doldurucu miktarının benzer oranda olması ile ilişkili olabilir. Aynı zamanda Vita Enamic ve Grandio VOCO materyalleri Cerasmart ve Shofu HC materyallerden yüksek SBS değerleri göstermiştir. Bulunan bu yüksek SBS değerinin nedeni Vita Enamic materyalinin silika içeren polimer matrikse sahip olması, Grandio VOC O materyalinin ise Cerasmart ve Shofu HC materyaline kıyasta yüksek dolducu oranının olmasından dolayı olabilir. Shofu HC ve Cerasmart arasında istatiks el olarak görölen anlamlı fark, materyallerin içeriklerinden, doldurucu oranlarından, ve bunlara bağlı olan farklı mikrosertliklerinden olduğu düşünölmektedir [145]. Gruplar arası karşılaştırmada Shofu HC istatiks el olarak anlamlı fark cojet grubunda görölmüştür. Bu fark Cerasmartın silika içeriğ in Shofu HC'e kıyasla yüksek olmasından olabilir. Silanın metoksi gruplarının hem SiO<sub>2</sub> hem de seramiğ in polimer bileşenlerine, ayrıca rezin kompozitin metakrilat grupları ile reaksiyona girerek bağlanma dayanımını artırdığı düşünölmektedir. Gruplar arası materyalleri karşılaştırdıkta Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> grubunda Shofu HC'in Enamic'ten ve Grandio VOCO'dan anlamlı derecede düşük SBS değerleri göstermesi Shofu HC'nin de zirkonyum içerdiğ inden olabilir.

Fouquet ve arkadaşları, farklı yüzey işlemleriyle işlenmiş CAD-CAM rezin bloklarla direk rezin kompozitin bağlanmasını incelemişlerdir. Brilliant Crios, Cerasmart 270, Vita Enamic, Grandio blok, Katana Avencia, Lava Ultimate, Tetric CAD ve Shofu Block HC olmak üzere sekiz CAD/CAM rezin materyale HF asit, poliakrilik asit, kumlama ve silan uygulamışlardır. Örneklere ışıkla sertleşen bir kompozit rezin bağlayarak test edilmiştir. Tüm gruplarda yüksek SBS değerini kumlama verirken, Vita Enamic için HF asit yüksek değer göstermiştir. Araştırmacılar bu çalışmada PICN blokları için HF asit ve primerin birlikte uygulanmasının, SBS değerlerinin önemli ölçüde arttığını bildirmiştir [146]. Bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre Vita Enamic için en yüksek SBS değeri FS lazer grubunda görülmüştür. FS lazerin bütün materyallerde, diğer bütün işlemlerden daha yüksek bağlanma değeri göstermesinin nedeni materyal üzerinde kısa atımları sayesinde fazla fiziksel ve kimyasal zarar göstermeden düzenli ve derin oyuklar açmakla mekanik tutunma sağlaması olabilir. HF asitle kıyasta Ra değerleri silika kaplama ve kumlama yöntemlerinde yüksek görülsede FS lazerden sonra yüksek SBS değerleri, HF asit grubunda elde edilmiştir. Bu sonuç Fouquet ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Helbling ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada farklı içerikli CAD/CAM materyallerine %5 HF + silan ve silika kaplama +silan uygulayarak rezin simanla bağlanma dayanımını incelemiştir. IPS e.max, IPS e.max ZirCAD, Lava Ultimate, Vita Enamic Experimental-1-CS1, Experimental-2-CS2, n!ce-NIC materyalleri yaşlandırma öncesi her iki grupta benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Araştırmacılar yaşlandırma sonrasında tüm örneklerde bağlanma dayanımında azalma olduğunu ve daha fazla hidrolitik bozulmanın silika kaplama ardından silan uygulanmış gruba kıyasla hidroflorik asit ve silanizasyon gruplarında görüldüğünü rapor etmiştir [147]. Çalışmamızda GrandioVOCO ve Cerasmart materyallerinin SBS değerleri Helbling ve arkadaşlarının çalışmalarına benzerlik göstermiştir. Yaşlandırma sonrası bu materyallerde Cojet ardından silanizasyonla bağlanma değerleri HF asit ve silanizasyonla kıyasta daha iyi bulunmuştur. Bu materyallerden farklı olarak aldığımız sonuçlarda Shofu HC ve Vita Enamic materyalleri, yaşlandırma sonrası HF asit grubunda daha iyi SBS değerleri göstermiştir. Çalışmalardaki bu farklılık, kullanılan farklı içerikli hibrit materyallerden ve farklı konsantrasyondaki HF asitten kaynaklı olabilir.

Şişmanoğlu ve arkadaşları, çalışmalarında farklı içerikli CAD/CAM materyaller ile farklı rezin simanın bağlanma dayanımında yüzey işleme ve yaşlandırmanın etkisini incelemiştir. Cerasmart, Lava Ultimate, Shofu Block HC, Vita Enamic, Vitablocks Mark II materyalleri kumlama, Cojet ile tribokimyasal silika kaplama ve HF asitle aşındırıldıktan sonra örneklerin yarısı termosiklusa tabii tutulmuştur. Elde edilen sonuçlarda malzeme tipi, rezin siman tipi, yüzey işleme ve yaşlandırmanın mSBS değerlerini etkilediğini ( $p < 0.001$ ) ve yaşlandırmanın tüm gruplarda mSBS değerini anlamlı derecede azalttığını bildirmiştir. PNC materyalleri için kumlamanın, PNC'ler için ise asitle pürüzlendirmenin daha başarılı sonuçlar vereceğini söylemiştir [109]. Bu çalışmada Shofu HC materyaline silika kaplama uygulandığında HF asitten daha iyi bağlanma değeri göstermiştir. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda Shofu HC materyaline Cojet uyguladığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bağlanma değeri bulunmuştur. Bu farklılığın, kullanılan rezin simanın ve uygulama şeklinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Grasia ve arkadaşları, seramik materyallerin bağlanma dayanımına lazerlerin etkisini araştırmışlardır. Bu meta-analiz çalışmasında ErCr: YSSG, Er: YAG, Nd: YAG, CO<sub>2</sub> ve FS karşılaştırılmıştır. Her bir lazer tipi için farklılıkları analiz ederken, CO<sub>2</sub> ve FS lazerler diğerlerinden farklı olarak kontrol gruplarından istatistiksel olarak yüksek bağlanma dayanımını göstermişler. Lazerlerin geri kalanı için, kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır [148].

Hatırlı ve ark., araştırmalarında Vita Enamic bloklarına Er: YAG lazer ve Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uyguladıktan sonra universal adeziv sistemle bağlanma dayanımı incelemiştir. Elde edilen sonuçlardan lazer sisteminin bağlanma dayanımı açısından kumlamadan daha etkili olduğunu göstermiştir [149].

Demirtag ve ark. çalışmalarında PNC ve PNC materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerini ve silan uygulandığında ve uygulanmadığında rezin simanla bağlanma dayanımını incelemiştir. Vita Enamic ve Lava Ultimate numunelerini kontrol, kumlama, HF asit ve FS lazer grupları olarak sınıflandırılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü, SEM ve iki boyutlu temas profilometrisi kullanılarak belirlenmiştir. Çalışmada her iki materyal için FS lazer ışınlamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırmada kumlama ve HF'den daha etkili olduğunu, aynı zamanda tüm gruplarda en yüksek bağlanma dayanımını silanla beraber uygulandığında gösterdiği sonucuna varmışlardır [91]. Bu

sonuç çalışmamızdaki sonuçlara benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda bütün gruplarda FS lazer en yüksek SBS değerlerini vermiştir. FS lazer uygulanmış bütün örneklerin SEM görüntüsünde lazer ışınının daha düzenli, daha derin bir pürüzlülük oluşturduğu görülmüştür. Araştırmacılar femtosaniye atımlı lazer ablasyonunun, ablasyon yapılan bölgeleri çevreleyen yüzeyde ısı transferini önleyerek malzeme yüzeyinde yapısal değişikliklere ve termal hasara neden olmadan homojen pürüzlülük ürettiğini belirtmiştir [150]. Bu pürüzlülük şekli çalışmamızdaki FS lazer grubunun SBS değerlerinin yüksek olmasının nedeni olabilir.

SBS testleri sonrasında adeziv ve adherent arasında meydana gelen başarısızlık tipinin değerlendirilmesi için stereomikroskop ve loupe gibi büyütme cihazlarından faydalanılmaktadır. Kopma tipi analizi, bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda oldukça önemli bir parametredir. İncelenen kopma tipleri kullanılan seramik materyalinin ve adeziv rezin siman sisteminin klinik performansı hakkında bilgi vermektedir.

Elsaka ve arkadaşları, çalışmalarında PİNC materyaline dört farklı pürüzlendirme yöntemi (Cojet, HF, elmas frez ve H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) uygulamıştır. Makaslama testi ardından kırık tipleri incelendiğinde, bütün gruplarda en fazla adeziv kırık tipi gözlenmiştir [151]. Barutçigil ve arkadaşları, çalışmalarında hibrit seramikle rezin siman arasında oluşan adeziv ve koheziv kırık tiplerini benzer sayıda ve karışık tip kırıktan daha fazla sayıda gözlemlemiştir [130]. Willers ve arkadaşları çalışmalarında, yaşlandırma öncesi koheziv ve karışık kırık tipinin daha fazla görüldüğünü, bir yıllık yaşlandırma sonrası ise materyal, yüzey işlemi ve kullanılan simana bağlı olarak adeziv kırık sayının arttığını bulmuşlardır [152]. Çalışmamızda kırık yüzeylerinin stereomikroskopla incelemesi sonucu adeziv, koheziv ve karışık tipte kırılma olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre en fazla kırık tipi bütün gruplarda adeziv kırık tipi olmuştur. Adeziv kırık tipinin fazla olması yaşlandırmadan kaynaklı olarak materyallerin polimer yapılarının hidrolitik bozulmasından kaynaklı olabilir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında farklı içerikli rezin matriks seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, bağlanma dayanımına etkisi ve yüzey başarısızlık tipleri incelenmiştir. Bütün materyallerde en fazla pürüzlülük ve SBS değerleri FS lazer grubunda görülmüştür. Bu verilere esasen incelenen materyal gruplarında, FS lazerin termosiklus sonrası bağlanma dayanımında daha etkili olduğu söylenebilir. Ayrıca istatistiksel analiz sonucuna göre yüzey işlemleri yapılan tüm gruplar kontrol grubundan anlamlı olarak yüksek bağlanma değeri göstermiştir. Elde ettiğimiz sonuçlarla, incelenen yüzey işlemlerinin klinik simantasyon başarısını arttırabileceği öngörülüp klinik çalışmalarla da sonuçların desteklenmesi gerekmektedir.

Bu çalışma birtakım sınırlamalar içermektedir:

- Bu çalışmada yalnızca 4 farklı yüzey işleminin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımına etkisi kıyaslanmıştır. Yeni ve gelişilen teknolojiler doğrultusunda farklı yüzey işlemlerinin incelenmesi ile daha farklı sonuçlar elde edilebilir.
- Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri 2 boyutlu ölçüm yapan mekanik profilometre ile yapılmıştır. Optik profilometre ya da 3 boyutlu cihazların kullanımı ile daha detaylı bilgiler elde edilebilir.
- Farklı adeziv ve siman kullanımı SBS değerlerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle farklı simanların kıyaslandığı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.
- Yaşlandırma için suda bekletme ve termal yaşlandırma tercih edilmiştir. Ağız içi ortamın taklit edilmesi için çiğneme simülatörü gibi farklı yaşlandırma tekniklerinden faydalanılması SBS değerlerini etkileyebilir.
- Çalışmada hazırlanan örnek yüzeyleri düzdür. Fakat, ağız ortamındaki restorasyonlar farklı geometride bağlanma yüzeylerine sahiptir. Bu nedenle daha ileri in-vivo ve in- vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmanın sınırlılıkları dahilinde,

- Test edilen tüm malzemelerde bütün yüzey hazırlıkları yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır.
- En yüksek pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak FS lazer grubunda, en düşük değer ise HF grubunda görülmüştür.
- Materyaller arasında en yüksek pürüzlülük değeri Shofu HC materyalinde, en düşük pürüzlülük değeri Cerasmart materyalinde görülmüştür. Fakat istatistiksel olarak Vita Enamic materyali ile Grandio VOCO ve Cerasmart arasında, aynı zamanda Grandio VOCO ile Cerasmart arasında anlamlı fark yoktur.
- Materyaller arası en yüksek bağlanma dayanımı Vita Enamic materyalinde görülse de Grandio VOCO ile aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktur. En düşük bağlanma değeri ise Shofu HC materyalinde görülmüştür.
- Yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı FS lazer grubunda, en düşük bağlanma dayanımı  $Al_2O_3$  grubunda görülmüştür, ama  $Al_2O_3$  ile Cojet grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

## KAYNAKLAR

- [1] **Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. ve Bonfante, E. A.** (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3),227-235.
- [2] **Çetindağ, M. T. ve Ayşef, M.** (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
- [3] **Alshehri, S. A.** (2011). An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of in-ceram dental materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(4), 261-266.
- [4] **Dirxen, C., Blunck, U. ve Preissner, S.** (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7(1), 118-122.
- [5] **Coldea, A., Swain, M. V. ve Thiel, N.** (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
- [6] **Stamatacos, C. ve Simon, J. F.** (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(1):42-44, 46.
- [7] **De Souza, G., Braga, R. R., Cesar, P. F. ve Lopes, G. C.** (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 358-368.
- [8] **Blatz, M. B., Sadan, A. ve Kern, M.** (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 268-274.
- [9] **Moravej-Salehi, E., Moravej-Salehi, E. ve Valian, A.** (2016). Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 7(4), 347-354.
- [10] **Moreno, M. B. P., Murillo-Gómez, F. ve de Goes, M. F.** (2019). Physicochemical and morphological characterization of a glass ceramic treated with different ceramic primers and post-silanization protocols. *Dental Materials*, 35(8), 1073-1081.
- [11] **Gökçe, B., Özpınar, B., DüNDAR, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. ve Güngör, M.** (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative dentistry*, 32(2), 173-178.
- [12] **Kanar, Ö. E. ve Tağtekin, D.** (2021). İndirekt kompozit ve seramik restorasyonlarda yüzey hazırlığı. *Aydın Dental Journal*, 7(1), 57-75.
- [13] **Rekow, E. D.** (2020). Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*, 36(1), 9-24.

- [14] **Kessler, A., Hickel, R. ve Reymus, M.** (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative dentistry*, 45(1), 30-40.
- [15] **Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y.** (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- [16] **Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. ve Reich, S.** (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 101-129.
- [17] **Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J.-C., Fages, M. ve Ducret, M.** (2017). Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *Journal of healthcare engineering*, 2017;2017:8427595.
- [18] **Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P. ve Mazaro, J. V. Q.** (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), e575-e579.
- [19] **Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D.** (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- [20] **Çelik, G., Tuğrul, S. ve Üşümez, A.** (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
- [21] **Liu, P.-R. ve Essig, M. E.** (2008). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 29(8), 2-8.
- [22] **Kim, D.-Y., Kim, E.-B., Kim, H.-Y., Kim, J.-H. ve Kim, W.-C.** (2017). Evaluation of marginal and internal gap of three-unit metal framework according to subtractive manufacturing and additive manufacturing of CAD/CAM systems. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(6), 463-469.
- [23] **Schweiger, J., Edelhoff, D. ve Güth, J.-F.** (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
- [24] **Methani, M. M., Revilla-León, M. ve Zandinejad, A.** (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 182-192.
- [25] **McLaren, E. A. ve Cao, P. T.** (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent*, 5(9), 94-103.
- [26] **Zhang, Y. ve Kelly, J. R.** (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797-819.
- [27] **Wildgoose, D. G., Johnson, A. ve Winstanley, R. B.** (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(2), 136-143.
- [28] **McLean, J. W.** (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- [29] **Denry, I. L.** (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134-143.
- [30] **Lacy, A. M.** (1977). The chemical nature of dental porcelain. *Dental Clinics of North America*, 21(4), 661-667.
- [31] **Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R. ve Konakanchi, A.** (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13-18.

- [32] **Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. ve Kurt, E.** (2005). Full Porcelain Systems I. *GÜ Dişhek Fak Derg*, 22, 41-48.
- [33] **Kelly, J. R., Nishimura, I. ve Campbell, S. D.** (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
- [34] **Fairhurst, C.** (1992). Dental ceramics: The state of the science. *Advances in dental research*, 6(1), 78-81.
- [35] **Talibi, M., Kaur, K., Patanwala, H. S. ve Parmar, H.** (2022). Do you know your ceramics? Part 1: classification. *British Dental Journal*, 232(1), 27-32.
- [36] **Sulaiman, T. A.** (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
- [37] **Talibi, M., Kaur, K. ve Parmar, H.** (2022). Do you know your ceramics? Part 2: feldspathic ceramics. *British Dental Journal*, 232(2), 80-83.
- [38] **Harsono, M., Simon, M., Stein, J. ve Kugel, G.** (2012). Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Text Dent J*, 130(3):238-244.
- [39] **Yenice, N. ve Büyükdere, A. K.** CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review*, 2(1), 1-15.
- [40] **Ülkü, O. ve Cengiz, S.** Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 9-12.
- [41] **Giordano II, R.** (2022). Ceramics overview. *British Dental Journal*, 232(9), 658-663.
- [42] **Kelly, J. R.** (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
- [43] **Brochu, J.-F. ve El-Mowafy, O.** (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, 68(4), 233-238.
- [44] **Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A. ve Rheinberger, V. M.** (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700-3713.
- [45] **Kaur, K., Talibi, M. ve Parmar, H.** (2022). Do you know your ceramics? Part 3: lithium disilicate. *British Dental Journal*, 232(3), 147-150.
- [46] **Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. ve Neiva, G.** (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10S-14S.
- [47] **Phark, J. H. ve Duarte Jr, S.** (2022). Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 92-103.
- [48] **Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S. ve Sorrentino, R.** (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of dentistry*, 109, 103661.
- [49] **Elsaka, S. E. ve Elnaghy, A. M.** (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*, 32(7), 908-914.
- [50] **Saad, S. A., Shalaby, Y. A., Azer, A. S. ve El-Sharkawy, F. M.** (2019). Spectrophotometer analysis of CAD-CAM zirconia reinforced lithium silicate and lithium disilicate glass ceramics. *Alexandria Dental Journal*, 44(3), 53-58.
- [51] **Van Noort, R. ve Barbour, M.** (2014). *introduction to dental materials-E-book*. Elsevier Health Sciences, 205-215.

- [52] **Denry, I. ve Kelly, J. R.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- [53] **Suárez, M. J., Lozano, J. F., Salido, M. P. ve Martínez, F.** (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 17(1), 35-38.
- [54] **Sen, N. ve Tuncelli, B.** (2017). CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 23(2), 109-115.
- [55] **Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M.** (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences, 259-264.
- [56] **Talibi, M., Kaur, K. ve Parmar, H.** (2022). Do you know your ceramics? Part 5: zirconia. *British Dental Journal*, 232(5), 311-316.
- [57] **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R.** (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 450-455.
- [58] **Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T.** (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
- [59] **Fathy, H., Hamama, H. H., El-Wassefy, N. ve Mahmoud, S. H.** (2022). Effect of different surface treatments on resin-matrix CAD/CAM ceramics bonding to dentin: in vitro study. *BMC Oral Health*, 22(1), 1-15.
- [60] **Akarca, E. M., Şahin, D. ve Cana, R. Ş.** Rezin matriks seramikler-derleme. *Current Research in Dental Sciences*, 32(1), 114-118.
- [61] **Bonfante, E. A., Suzuki, M., Lorenzoni, F. C., Sena, L. A., Hirata, R., Bonfante, G. ve Coelho, P. G.** (2015). Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dental Materials*, 31(8), e168-e177.
- [62] **Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J. ve Arksornnukit, M.** (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33(5), 705-710.
- [63] **Çakırbay Tanış, M. ve Eser, K.** (2020). Güncel CAD/CAM Materyalleri, 10-16.
- [64] **Enamic, V.** (2018). Multichromatic and highly translucent hybrid ceramic Vita Enamic. *International Journal of Computerized Dentistry*, 21(3), 239-250.
- [65] **Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M. ve Dobrzyński, M.** (2021). Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry—Application, mechanical characteristics and comparison. *Materials*, 14(7), 1592.
- [66] **Ling, L., Ma, Y. ve Malyala, R.** (2021). A novel CAD/CAM resin composite block with high mechanical properties. *Dental Materials*, 37(7), 1150-1155.
- [67] **Fasbinder, D. J.** (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*, 23(10), 911-922.
- [68] **Zafar, M. S.** (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
- [69] **Alp, G., Murat, S. ve Yilmaz, B.** (2019). Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e491-e495.
- [70] **Skirbutis, G., Dzingutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G. ve Žilinskas, J.** (2018). PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija*, 20(2), 54-58.

- [71] **Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z. ve Siddiqui, F.** (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19.
- [72] **Choupin, T.** (2017) *Mechanical performances of PEKK thermoplastic composites linked to their processing parameters*: Paris, ENSAM, 2017; 18-42.
- [73] **Vojdani, M., Torabi, K., Atashkar, B., Heidari, H. ve Ardakani, M. T.** (2016). A comparison of the marginal and internal fit of cobalt-chromium copings fabricated by two different CAD/CAM Systems (CAD/Milling, CAD/Ceramill Sintron). *Journal of Dentistry*, 17(4), 301.
- [74] **Roberson, T., Heymann, H. O. ve Swift Jr, E. J.** (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- [75] **Von Fraunhofer, J. A.** (2012). Adhesion and cohesion. *International journal of dentistry*, 2012.
- [76] **Çelik, A., Bingül, A., Bala, O.** (2022). Diş hekimliğinde adezyon ve bu amaçla kullanılan materyallerin gelişimi. *Türkiye Klinikleri*, 1-10.
- [77] **Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T. ve Tagami, J.** (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian Dental Journal*, 26, 3-10.
- [78] **Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U. ve Migliau, G.** (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8(1), 1-17.
- [79] **Diniz, A. C., Bandeca, M. C., Pinheiro, L. M., Dos Santosh Almeida Jr, L., Torres, C. R., Borges, A. H., Pinto, S. C., Tonetto, M. R., De Jesus Tavares, R. R. ve Firoozmand, L. M.** (2016). Influence of different etching modes on bond strength to enamel using universal adhesive systems. *J Contemp Dent Pract*, 17(10), 820-825.
- [80] **Hamdy, T. M.** (2018). Modifications of dental adhesive systems. *Journal of Dental Health Oral Disorders & Therapy*, 9(1), 5.
- [81] **Öz, Ö. P., Seçilmiş, A. ve Aydın, C.** (2013). Adezyon ve Rezin Simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 7(1), 1441-1447.
- [82] **Kaymaz, A. ve Nalbant, A. D.** (2022). Rezin Simanlar ve Kullanım Alanları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 71-77.
- [83] **Manso, A. P. ve Carvalho, R. M.** (2017). Dental cements for luting and bonding restorations: self-adhesive resin cements. *Dental Clinics*, 61(4), 821-834.
- [84] **Leung, G. K.-H., Wong, A. W.-Y., Chu, C.-H. ve Yu, O. Y.** (2022). Update on dental luting materials. *Dentistry Journal*, 10(11), 208.
- [85] **Dikicier, S.** (2016). Diş Hekimliğinde Adezyon Ve Adeziv Rezin Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4), 2016:152-158.
- [86] **Yalçın Çetin, G. ve Nalbant, A.** (2022). Rezin Matriks Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(3), 346-353.
- [87] **Hadad, R., Hobson, R. S. ve McCabe, J. F.** (2006). Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dental Materials*, 22(9), 870-874.
- [88] **Vargas, M. A., Bergeron, C. ve Diaz-Arnold, A.** (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 142, 20S-24S.

- [89] Pradiés, G., Godoy-Ruiz, L., Özcan, M., Moreno-Hay, I. ve Martínez-Rus, F. (2019). Analysis of surface roughness, fracture toughness, and Weibull characteristics of different framework—veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e216-e221.
- [90] Han, G. J., Kim, J. H., Cho, B. H., Oh, K. H. ve Jeong, J. J. (2017). Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *European Journal of Oral Sciences*, 125(1), 81-87.
- [91] Demirtag, Z. ve Culhaoglu, A. (2019). Surface roughness of ceramic-resin composites after femtosecond laser irradiation, sandblasting or acid etching and their bond strength with and without silanization to a resin cement. *Operative Dentistry*, 44(2), 156-167.
- [92] Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K. ve Tsoi, J. K. H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28.
- [93] Kurt, M., Külünk, T., Ural, Ç., Külünk, Ş., Danişman, Ş. ve Savaş, S. (2013). The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 44-51.
- [94] Heikkinen, T. T., Lassila, L. V., Matinlinna, J. P. ve Vallittu, P. K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(4), 241-248.
- [95] Özcan, M. (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 469-472.
- [96] Al-Salehi, S. ve Burke, F. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International*, 28(11):717-723.
- [97] Kelly, J. R., Benetti, P., Rungruanganunt, P. ve Della Bona, A. (2012). The slippery slope—critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*, 28(1), 41-51.
- [98] Shimada, Y., Yamaguchi, S. ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380-388.
- [99] Kunt, G. E. ve Çetiner, R. (2017). Mekanik Testler: Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü, Sıkıştırma, Germe, Eğilme, Bağlanma, Çekme, İtme, Makaslama. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210-215.
- [100] Elmas, M. S., Başaran, E. G. ve İzgi, A. D. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-288.
- [101] Elmas, M. S., Başaran, E. G. ve İzgi, A. D. (2021). Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-288.
- [102] Liu, X., Song, D., He, X., Wang, Z., Zeng, M. ve Wang, L. (2019). Quantitative analysis of coal nanopore characteristics using atomic force microscopy. *Powder Technology*, 346, 332-340.
- [103] Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H. ve Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-622.
- [104] Usluoglu Y. ve Kazan R. Yüzey Pürüzlülük parametreleri, 2000, 43-50.

- [105] **Niemczewska-Wójcik, M.** (2022). Concept for a Research Methodology of Surface Topography–Testing and Analysis of Tribological Wear Traces. *Tribologia*, 2022, 31-38.
- [106] **Gale, M. ve Darvell, B.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- [107] **Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C. ve Xavier, T. A.** (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-e49.
- [108] **Güngör, M. B., Nemli, S. K., Bal, B. T., Ünver, S. ve Doğan, A.** (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 259-266.
- [109] **Şişmanoğlu, S. ve Turunç-Oğuzman, R.** (2020). Microshear bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to CAD/CAM restorative materials: effect of surface treatment and aging. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 34(22), 2484-2498.
- [110] **Spitznagel, F., Boldt, J. ve Gierthmuehlen, P.** (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of dental research*, 97(10), 1082-1091.
- [111] **Palacios, T., Tarancón, S. ve Pastor, J. Y.** (2022). On the Mechanical Properties of Hybrid Dental Materials for CAD/CAM Restorations. *Polymers*, 14(16), 3252.
- [112] **Vanoorbeek, S., Vandamme, K., Lijnen, I. ve Naert, I.** (2010). Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 23(3): 223-230.
- [113] **Motevasselian, F., Amiri, Z., Chiniforush, N., Mirzaei, M. ve Thompson, V.** (2019). In vitro evaluation of the effect of different surface treatments of a hybrid ceramic on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 10(4), 297.
- [114] **Alsaed, A. Y.** (2022). Bonding CAD/CAM materials with current adhesive systems: An overview. *The Saudi Dental Journal*, 34(4), 259-269.
- [115] **Blatz, M. B., Conejo, J., Alammar, A. ve Ayub, J.** (2022). Current Protocols for Resin-Bonded Dental Ceramics. *Dental Clinics*, 66(4), 603-625.
- [116] **Guggenbühl, S., Alshihri, A., Al-Haj Husain, N. ve Özcan, M.** (2021). Adhesion of resin-resin and resin–lithium disilicate ceramic: a methodological assessment. *Materials*, 14(14), 3870.
- [117] **Lawson, N. C., Bansal, R. ve Burgess, J. O.** (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), e275-e283.
- [118] **Awada, A. ve Nathanson, D.** (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
- [119] **Albero, A., Pascual Moscardó, A., Camps Alemany, I. ve Grau Benítez, M.** (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*, 7(4): 495-500.
- [120] **Coldea, A., Swain, M. V. ve Thiel, N.** (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34-42.

- [121] **Della Bona, A., Corazza, P. H. ve Zhang, Y.** (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
- [122] **Argyrou, R., Thompson, G. A., Cho, S.-H. ve Berzins, D. W.** (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 397-403.
- [123] **Blatz, M., Vonderheide, M. ve Conejo, J.** (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 97(2), 132-139.
- [124] **Tian, T., Tsoi, J. K.-H., Matinlinna, J. P. ve Burrow, M. F.** (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), e147-e162.
- [125] **Türkmen, C., Durkan, M., Cimilli, H. ve Öksüz, M.** (2011). Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 363-369.
- [126] **Sevmez, H., Güngör, M. B. ve Yılmaz, H.** (2018). Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(3), 148-159.
- [127] **Conejo, J., Ozer, F., Mante, F., Atria, P. J. ve Blatz, M. B.** (2021). Effect of surface treatment and cleaning on the bond strength to polymer-infiltrated ceramic network CAD-CAM material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 698-702.
- [128] **Campos, F., Almeida, C., Rippe, M., De Melo, R., Valandro, L. ve Bottino, M.** (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative dentistry*, 41(2), 171-178.
- [129] **Turker, N., Buyukkaplan, U. Ş., Başar, E. K. ve Özarlan, M. M.** (2020). The effects of different surface treatments on the shear bond strengths of two dual-cure resin cements to CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 189.
- [130] **Barutcigil, K., Barutcigil, Ç., Kul, E., Özarlan, M. M. ve Buyukkaplan, U. S.** (2019). Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), 71-78.
- [131] **Lise, D., Van Ende, A., De Munck, J., Vieira, L., Baratieri, L. ve Van Meerbeek, B.** (2017). Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Operative dentistry*, 42(1), 73-81.
- [132] **Nagasawa, Y., Hibino, Y., Eda, Y. ve Nakajima, H.** (2021). Effect of surface treatment of CAD/CAM resin composites on the shear bond strength of self-adhesive resin cement. *Dental Materials Journal*, 40(2), 364-378.
- [133] **Emsermann, I., Eggmann, F., Krastl, G., Weiger, R. ve Amato, J.** (2019). Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks. *Journal of Adhesive Dentistry*, 21(5), 433-443.
- [134] **Ramakrishnaiah, R., Alkheraif, A. A., Divakar, D. D., Matinlinna, J. P. ve Vallittu, P. K.** (2016). The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *International Journal of Molecular Sciences*, 17(6), 822.

- [135] Yu, H., Du, C. ve Cao, Y. (1998). Shear bond test of hf acid etching machinable porcelain bonded to enamel with different concentration and disposing time. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 16(2), 169-171.
- [136] UĞUZ, Ş. D. ve Volkan, T. (2022). Monolitik CAD/CAM Bloklara Uygulanan Farklı Yüzey Uygulamaları ve Simanlarla Bağlantı Kuvvetine Güncel Bak. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 8(1), 91-100.
- [137] Tekçe, N., Tuncer, S., Demirci, M., Kara, D. ve Baydemir, C. (2019). Microtensile Bond Strength of CAD/CAM Resin Blocks to Dual-Cure Adhesive Cement: The Effect of Different Sandblasting Procedures. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e485-e490.
- [138] Celik, E., Sahin, S. C. ve Dede, D. Ö. (2018). Shear bond strength of nanohybrid composite to the resin matrix ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(8), 424-430.
- [139] Şişmanoğlu, S., Gürcan, A. T., Yıldırım-Bilmez, Z., Turunç-Oğuzman, R. ve Gümüştaş, B. (2020). Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(1), 22-32.
- [140] Tzanakakis, E.-G. C., Skoulas, E., Pepelassi, E., Koidis, P. ve Tzoutzas, I. G. (2021). The use of lasers in dental materials: A review. *Materials*, 14(12), 3370.
- [141] Ghallab, O. H., Wahsh, M. M. ve Kamel, M. A. (2018). Assessment of Er, Cr: YSGG laser surface treatment and self-adhesive resin cements formulae on microtensile bond strength to various CAD/CAM ceramic esthetic. *Egyptian Dental Journal*, 1459-1472.
- [142] Strasser, T., Preis, V., Behr, M. ve Rosentritt, M. (2018). Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical oral investigations*, 22, 2787-2797.
- [143] El-Damanhoury, H. M., Elsahn, N. A., Sheela, S. ve Gaintantzopoulou, M. D. (2021). Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks: Er: YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(2), 225-234.
- [144] Beyabanaki, E., Eftekhar Ashtiani, R., Feyzi, M. ve Zandinejad, A. (2022). Evaluation of Microshear Bond Strength of Four Different CAD-CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Thermocycling. *Journal of Prosthodontics*, 31(7), 623-628.
- [145] Alamoush, R. A., Silikas, N., Salim, N. A., Al-Nasrawi, S. ve Satterthwaite, J. D. (2018). Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. *BioMed research international*, 2018: 4893143.
- [146] Fouquet, V., Lachard, F., Abdel-Gawad, S., Dursun, E., Attal, J.-P. ve François, P. (2022). Shear bond strength of a direct resin composite to cad-cam composite blocks: Relative contribution of micromechanical and chemical block surface treatment. *Materials*, 15(14), 5018.
- [147] Helbling, F. ve Özcan, M. (2019). Adhesion of resin cement to contemporary hybrid ceramic and polymeric CAD/CAM materials: effect of conditioning methods and ageing. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 33(8), 886-902.
- [148] Garcia-Sanz, V., Paredes-Gallardo, V., Mendoza-Yero, O., Carbonell-Leal, M., Albaladejo, A., Montiel-Company, J. M. ve Bellot-Arcis, C. (2018). The effects of lasers on bond strength to ceramic materials: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*, 13(1), e0190736.

- [149] **Hatirli, H., Karaarslan, E. Ş., Tekirođlu Yelken, Z., Tonga, G. ve Demir, O.** (2020). Hibrid Seramik ve Kompozit Rezin Bağlanma Dayanımında, Farklı Yüzey Hazırlıkları ve Üniversal Adeziv Uygulamalarının Etkisi. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 26(3).443-449.
- [150] **Krüger, J. ve Kautek, W.** (1996). Femtosecond pulse visible laser processing of fibre composite materials. *Applied surface science*, 106, 383-389.
- [151] **Elsaka, S. E.** (2016). Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, 104, 68-76.
- [152] **Willers, A. E., Gomes Araújo-Neto, V., Bosso André, C. ve Giannini, M.** (2023). Bond durability of a silane-containing self-adhesive and conventional resin cements to CAD/CAM glass and hybrid ceramics. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 1-14.

