

T. C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA İŞLEMLERİNİN GÜNCEL CAD/CAM
RESTORATİF MATERYALLER – REZİN BAĞLANTI DEĞERLERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Meltem BEKTAŞ KÖMÜRCÜOĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Bu tez Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından

TU-1401 numarası ile desteklenmiştir.

ORDU - 2015

T. C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA İŞLEMLERİNİN GÜNCEL CAD/CAM
RESTORATİF MATERYALLER – REZİN BAĞLANTI DEĞERLERİNE
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Meltem BEKTAŞ KÖMÜRCÜOĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Bu tez Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından
TU-1401 numarası ile desteklenmiştir.

ORDU - 2015

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	Sayfa No
TEZ BİLDİRİMİ.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
RESİMLER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ.....	vii
GRAFİKLER DİZİNİ.....	viii
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1.Dental Seramikler	2
2.1.1. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı.....	2
2.1.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.1.3.1.Mikro Yapılarına Göre Dental Seramikler	5
2.1.3.1.1. Cam Esaslı Sistemler	6
2.1.3.1.2. Doldurucu İçeren Cam Esaslı Sistemler..	6
2.1.3.1.3. Cam İnfiltrasyon Edilmiş Seramikler	8
2.1.3.1.4. Polikristalin Seramik Sistemler	9
2.1.3.2.Üretim Yöntemlerine Göre Dental Seramikler	9
2.1.3.2.1. Geleneksel toz/sıvı karışımı cam esaslı sistemler	10
2.1.3.2.2. Dökülebilir seramikler	10
2.1.3.2.3. İnfiltrasyon (slip-casting yöntemi ile hazırlanan) seramikler	11
2.1.3.2.4. Isı ve basınç altında hazırlanan seramikler	11
2.1.3.2.5. Frezeleme ile hazırlanan sistemler	11

2.2.CAD/CAM Teknolojisi	11
2.2.1. CAD/CAM Terimi	11
2.2.2. CAD/CAM Uygulamalarının Tarihçesi	12
2.2.3. CAD/CAM Komponentleri	13
2.2.3.1. Tarayıcı	13
2.2.3.2. Tasarım Yazılımı	13
2.2.3.3. Üretim Cihazları	14
2.2.3.3.1. Hasta Başında Üretim Yapan Sistemler..	14
2.2.3.3.2. Laboratuvarda Üretim Yapan	14
2.2.3.3.3. Laboratuvar-Üretim Merkezi Modeli ...	14
2.2.3.3.4. Ağ veya Açık Konsept Modeli	14
2.2.4. CAD/CAM Tekniği	15
2.2.4.1.Eksiltme Tekniği	15
2.2.4.2.Ekleme Tekniği	15
2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri	16
2.2.6. Dental CAD/CAM Sisteminin Avantaj ve Dezavantajları...	19
2.2.7. Dental CAD/CAM Sistemleriyle Kullanılabilen Güncel Restoratif Materyaller	20
2.2.7.1. Monolitik Seramikler	21
2.2.7.1.1. Cam Seramikler	21
2.2.7.1.1.1.Feldspatik Cam Seramikler	21
2.2.7.1.1.2.Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	22
2.2.7.1.1.3.Lityum Disilikat Cam Seramikler..	22
2.2.7.1.2. Yitrium-Tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)	23
2.2.7.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	24
2.2.7.1.4. Kompozit Rezin Materyaller	25
2.2.7.1.5. Rezin Nano Seramik Materyaller	26
2.2.7.1.6. PICN Materyalleri	26
2.2.7.2. İki Tabakalı Seramikler	27

2.2.7.2.1. Polikristalin Seramikler	27
2.2.7.2.1.1. Alüminyum Oksit Seramikler ...	27
2.2.7.2.1.2. Zirkonya Seramikler	28
2.2.7.2.2. Metal Seramikler	29
2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar	30
2.3.1. Kompozit Resin Simanlar	33
2.3.1.1. Akrilik Resin Simanlar	34
2.3.1.2. Dimetakrilat Simanlar	35
2.4. Tam Seramik Sistemlerde Tutuculuğu Arttırmaya Yönelik Yapılan Yüzey İşlemleri	37
2.4.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler	38
2.4.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler	39
2.4.3. Hem Kimyasal Hem Mekanik Bağlantı Oluşturmak İçin Uygulanan İşlemler	40
2.5. Modern Dental Seramiklerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri	42
2.5.1. Eğme Testleri	42
2.5.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri	43
2.5.1.2. İki Eksenli Eğme Testleri	44
2.5.2. Çekme Testi	45
2.5.3. Mikro Çekme Testi	45
2.5.4. Makaslama Testi	45
2.5.5. Mikro Makaslama Testi	46
3. GEREÇ VE YÖNTEM	47
3.1. Örneklerin Hazırlanması	48
3.1.1. Lityum Disilikat Örneklerin Kristalizasyonu	51
3.1.2. Ultrasonik Temizlik	52
3.2. Yüzey Hazırlık İşlemleri	52
3.2.1. Kontrol Grubu	53
3.2.2. Asitle Pürüzlendirme Grubu	53
3.2.3. Asit + Silan İçerikli Adeziv Grubu	53
3.2.4. Kuşlama Grubu	53

3.2.5. Kuşlama + Silan İçerikli Adeziv Grubu	54
3.3.Örneklerin Simantasyonu	54
3.4.Dört Nokta Eğme Testi	56
3.5.Dört Nokta Eğme Testi Sonrası Kırık Tiplerinin Belirlenmesi	57
3.6.Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülemesi	57
3.7.İstatistiksel Analiz	57
4. BULGULAR	59
4.1.Dört Nokta Eğme Testi Bulguları	59
4.1.1. Kontrol Grubu	62
4.1.2. Asitle Pürüzlendirme Grubu	63
4.1.3. Asit + Silan İçerikli Adeziv Grubu	64
4.1.4. Kuşlama Grubu	65
4.1.5. Kuşlama + Silan İçerikli Adeziv Grubu	66
4.2.Kırık Tiplerinin Materyal ve Yüzey İşlemlerine Göre Dağılımı	67
4.3.Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları	68
4.3.1. Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi	68
4.3.1.1.Kontrol Grubu	68
4.3.1.2.Asitle Pürüzlendirme Grubu	70
4.3.1.3.Asit + Silan İçerikli Adeziv Grubu	72
4.3.1.4.Kuşlama Grubu	73
4.3.1.5.Kuşlama + Silan İçerikli Adeziv Grubu	75
4.3.2. Farklı Yüzey İşlemlerinin Materyallerinin Yüzeyine Etkisinin İncelenmesi	77
4.3.2.1.E.max CAD Örnekler	77
4.3.2.2.Lava Ultimate Örnekler	78
4.3.2.3.Vita Mark II Örnekler	79
4.3.2.4.Vita Enamic Örnekler.....	80
5. TARTIŞMA	81
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
7. KAYNAKLAR	96
8. ÖZGEÇMİŞ	115

TEZ BİLDİRİMİ

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



ÖZET

Farklı Yüzey Hazırlama İşlemlerinin Güncel CAD/CAM Restoratif Materyaller – Rezin Bağlantı Değerlerine Etkisinin Araştırılması

Amaç: Güncel CAD/CAM restoratif materyallerinden rezin nano seramik ve interpenetrasyon faz kompozit blokların, lityum disilikat ve feldspatik seramik bloklarla karşılaştırmalı olarak farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra rezin simanla bağ dayanımının dört nokta eğme testi ile incelenmesi.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada dört farklı CAD/CAM restoratif materyali kullanıldı (e.max CAD [E], Lava Ultimate [U], Vita Mark II [M], Vita Enamic [V]). Örnekler uygulanacak yüzey işlemine göre 5 gruba ayrıldı (n=10): Gr 1 (kontrol: herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı [C]); Gr 2 (asitle pürüzlendirme [A]); Gr 3 (asit + single bond universal [AS]); Gr 4 (kumlama [K]); Gr 5 (kumlama + single bond universal). Yüzey işlemi uygulanan örnekler rezin simanla (Variolink N) uç uca simante edildi. Daha sonra örneklere bağ dayanımını belirlemek için 4 nokta eğme testi uygulandı. Kırılan örnek yüzeyleri stereomikroskop ve SEM ile incelenerek kırık tipleri belirlendi. Veriler ANOVA ve Tukey testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular: Yüzey işlemlerinin ve restoratif materyalin tipinin 4 nokta eğme testi sonucu elde edilen bağ dayanımı değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu belirlendi ($p<0.001$). E grubu için en yüksek bağlantı değerleri AS grubunda gözlemlendi. U materyali için kumlama sonrası single bond universal uygulanması en ideal yüzey işlemi olarak belirlendi. V materyali için AS ve KS grupları arasındaki fark anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). M materyali için yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). SEM analizi, yüzey işlemlerinin materyallerin yüzey topografisini modifiye ettiğini gösterdi.

Sonuç: Rezin simanın güncel CAD/CAM restoratif materyallere bağ dayanımı materyale ve uygulanan yüzey işlemine bağlı olarak değişmektedir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, 4 nokta eğme testi, rezin nano seramik, polimer infiltre seramik network, rezin siman, yüzey işlemleri.

ABSTRACT

Effect of different surface treatments on bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to resin cement.

Aim: To evaluate the effect of different surface treatments on the bond strength of novel CAD/CAM restorative materials; resin nano ceramic and interpenetration phase composite and lithium disilicate and feldspathic ceramic to resin cement by four point bending test.

Materials and Methods: Four types of CAD/CAM restorative materials (e.max CAD [E], Lava Ultimate [U], Vita Mark II [M], Vita Enamic [V]) were used. The specimens were divided into five groups in each test according to the surface treatment performed; Gr 1 (control; no treatment [C]); Gr 2 (acid etching [A]); Gr 3 (acid + single bond universal [AS]); Gr 4 (sandblasting [K]); Gr 5 (sandblasting + single bond universal [KS]). A dual curing adhesive resin cement (Variolink N) was applied to each group for testing adhesion using 4 point bending test. Following fracture testing, specimens were examined with a stereomicroscope and SEM to determine to failure type. Data were analyzed using ANOVA and Tukey's test.

Results: The surface treatment and type of CAD/CAM restorative material showed a significant effect on the four point bend strength (FPBS) ($p < 0.001$). For E material, AS surface treatment showed the highest FPBS results. Single bond universal application after sandblasting (KS) was determined the ideal surface treatment for U material. For V material there was no significant differences between AS and KS group ($p > 0.05$). For M material there was no significant differences between the surface treatments ($p > 0.05$). SEM analyses showed that the surface topography of CAD/CAM restorative materials was modified after treatments.

Conclusion: The bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to resin cement is depend on material and surface treatments.

Keywords: CAD/CAM, 4 point bending test, resin nano ceramic, polymer infiltrated ceramic network, resin cement, surface treatments.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince klinik deneyimleriyle, akademik bilgisiyle, hoşgörüsüyle, tüm desteği ile yanımda olan, bu çalışmanın ortaya çıkışında, ilerlemesinde özverisini ve emeğini esirgemeyen hocam Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA'ya,

Bu çalışmanın ilerlemesinde bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyerek katkıda bulunan değerli bölüm hocalarım Yrd. Doç. Dr. Ersan ÇELİK, Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE ve Yrd. Doç. Dr. Ayça TULGA'ya,

Çalışmanın deneysel aşamalarında fikirleriyle ve bilgisiyle bana katkıda bulunan arkadaşım Dt. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ'ye ve yardımlarını benden esirgemeyen arkadaşım Dt. Sezgi CİNEL'e,

Bu çalışmanın istatistiksel analizlerini yaparak katkıda bulunan Doç. Dr. Soner ÇANKAYA'ya,

Deneylerin gerçekleştirilmesindeki yardımlarından dolayı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı sorumlusu, makine teknikeri Mustafa YEŞİL'e,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu dönemde de yanımda olup, sevgi ve tecrübeleriyle bana güç veren ve bu günlere gelmemi sağlayan sevgili annem, babam ve kardeşime,

Son olarak da eğitim hayatım boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösterip ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen sevgili eşim Osman KÖMÜRÇÜOĞLU'na sonsuz teşekkürler ederim.

RESİMLER

Sayfa No

Resim 1. Hassas kesme cihazı	48
Resim 2. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi için hazırlanan tutucu aparat	48
Resim 3. Otopolimerizan akrilik rezinden elde edilen örnek kopyası	49
Resim 4. Tutucu aparata yerleştirilen blok kopyasının cihaza yerleştirilmesi	49
Resim 5. Dikey pozisyonda yerleştirilen bloğun cihazdaki konumu	49
Resim 6. Hassas kesme cihazının devir hızı	50
Resim 7. Hassas kesme cihazının su soğutması altında çalıştırılması	50
Resim 8. Dikey yönde dilimlere ayrılan blok	50
Resim 9. Kesme diskinde dik yönde yerleştirilen blok	51
Resim 10. Hazırlanan örnekler	51
Resim 11. a) e.max örneklerin kristalizasyonunda kullanılan porselen fırını; b) kristalizasyonu gerçekleştirilmiş bir örnek	51
Resim 12. Örneklerin ultrasonik temizleme işlemi	52
Resim 13. Örneklerle asit uygulama işlemi	53
Resim 14. Örneklerle kumlama işleminin uygulanması	54
Resim 15. Örneklerin uç uca simantasyonu	54
Resim 16. a) Örneklerin karşılıklı olarak kalıba yerleştirilmesi; b) Kalıbın örnek yerleştirilen kısmının uzunluğu; c) Kalıp vidayla sıkıştırıldıktan sonraki kenarları arasındaki uzaklık	55
Resim 17. Siman artıklarının uzaklaştırılması	55
Resim 18. a) Test için tasarlanan düzenek; b) Kuvvet uygulayıcı ve destekleyici uçlar arasındaki uzaklık	56
Resim 19. Kuvvet uygulanan örnekler	56
Resim 20. SEM’de incelenecek örneklerin altın ile kaplanması	57

Resim 21. E, U, M ve V materyallerinin C grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri	69
Resim 22. (A-D) E, U, M ve V materyallerinin A grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri	71
Resim 23. (A-D) E, U, M ve V materyallerinin AS grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri	73
Resim 24. E, U, M ve V materyallerinin K grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri	74
Resim 25. E, U, M ve V materyallerinin KS grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri	76
Resim 26. E materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri	77
Resim 27. U materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri	78
Resim 28. M materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri	79
Resim 29. V materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri	80

Tablo 1. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark.'dan 2013)	31
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve kimyasal içerikleri	47
Tablo 3. Materyal ana grupları ve uygulanan yüzey işlemleri alt grupları	52
Tablo 4. İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	59
Tablo 5. Farklı yüzey işlemi uygulanan CAD/CAM restoratif materyalleri ile rezin siman örneklerinden elde edilen dört nokta eğme bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri	60
Tablo 6. Kırık tiplerinin dağılımı (adeziv/koheziv/kombine)	67
Tablo 7. Kullanılan materyal tipine göre gözlenen kırık tipi dağılım yüzdeleri	67
Tablo 8. Uygulanan yüzey işlemine göre kırık tipi dağılım yüzdeleri	68

Grafik 1. E, U, M ve V grupları ve her yüzey işleme alt grubunun ortalama FPBS değerleri 61



SİMGE VE KISALTMALAR

3-MPS	: 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan
$\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$: Alüminyum Silikat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidileter dimetakrilat
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
CaO	: Kalsiyum Oksit
$^{\circ}\text{C}$: Santigrad Derece
<i>E</i>	: Elastisite Modülüsü
K_2O	: Potasyum Oksit
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$: Potasyum Alümina Silikat
Li_2O	: Lityum Oksit
META	: Metiloksi etil trimelletik anhidrit
MgO	: Magnezyum Oksit
mm	: milimetre
mm/dk	: milimetre/dakika
MPa	: Megapascal
μm	: mikro metre
N	: Newton
$\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$: Sodyum Alümina Silikat
nm	: nano metre
PICN	: Polimer infiltre seramik network
PMMA	: Polimetil metakrilat
s	: saniye

SEM : Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SiO₂ : Silika

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA : Üretan dimetakrilat

Y₂O₃ : Yitriyum Oksit

Y-TZP : Yitriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal



1. GİRİŞ

Günümüzde hastaların estetik ve biyolojik olarak güvenli restorasyon arayışları sonucu, metal içermeyen protezlere talep artmıştır (Miyazaki ve ark., 2013). Tam seramik protezlerin restoratif tedavilerde kullanımı popüler hale gelmiştir ve bu tip restorasyonların birçoğu hem geleneksel laboratuvar yöntemleriyle hem de bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) tekniğiyle üretilir. Geleneksel seramik üretim yöntemleri zaman alıcı olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve birçok değişkene bağlı olması yönüyle öngörülemeyen sonuçlar doğurabilmektedir. CAD/CAM tekniği hem diş hekimleri hem de laboratuvarlar için bir alternatif olabilir (Li ve ark., 2014). Son 25 yılda CAD/CAM diş hekimliğinde kullanımı artan yararlı bir teknoloji haline gelmiştir (Della Bona ve ark.,2014b). CAD/CAM teknolojisi; kullanılan yeni materyallerin güvenilir olması, estetik olarak memnuniyet verici ve dayanıklı olmaları, laboratuvar sürecinde verimliliğin artması, restorasyon üretiminin hızlanması ve restorasyonların uyum, mekanik sağlamlık gibi özelliklerinin kalite kontrolünün yapılması gibi bazı avantajlar sunar (Miyazaki ve Hotta, 2011). Ayrıca CAD/CAM ile üretilen seramik restorasyonlar uniform kalitede seramikten üretilir ve laboratuvar ortamında üretilen restorasyonlarda ortaya çıkabilen materyal kaynaklı varyasyonlar gözlenmez (Peumans ve ark., 2007).

CAD/CAM ile üretilmiş estetik indirek dental restorasyonlar için iki ana tip materyal vardır, bunlar; cam-seramikler/seramikler ve rezin-kompozitlerdir (Ruse ve Sadoun, 2014). Seramik restorasyonların başarılı bir şekilde fonksiyon gösterebilmesi için seramik ve diş yapısı arasında uygun adezyonun sağlanması önemlidir. Bu bağlanma adeziv sistemler kullanılarak diş yapısına bağlanan adeziv rezin simanlar ile oluşturulabilir. Seramik tarafında bağlanma genelde iki mekanizma aracılığıyla meydana gelir, bunlar; hidroflorik asitle pürüzlendirme ve/veya kumlama gibi yöntemlerle ile oluşan mikro-mekanik kilitlenme ve silan bağlantı ajanı kullanılarak oluşan kimyasal bağlanmadır (Peumans ve ark., 2007). Bununla birlikte, endüstriyel olarak polimerize edilmiş CAD/CAM ile kullanılabilen rezin-seramik esaslı materyaller ve rezin kompozit simanlar arasındaki bağlanma dayanımı ile ilgili bilgi sınırlıdır. Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey hazırlama işlemlerinin; rezin siman-CAD/CAM kompozit ve seramik bloklara bağlantı değerlerine etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

‘Seramik’ terimi teknik olarak kristal bir materyali ifade eder. Porselen cam ve kristal bileşenlerinin bir karışımıdır. Kristal içermeyen materyaller basitçe cam olarak adlandırılır. Bununla birlikte diş hekimliğinde bu üç terim için ‘dental seramikler’ tabiri kullanılır (Giordano ve McLaren, 2010).

Seramik sözcüğü “topraktan üretilen” anlamına gelen Yunanca “keramikos” kelimesinden türemiştir. Seramikler genellikle silikat yapıdadır. Bir veya daha fazla metal veya yarı metal (alüminyum, kalsiyum, bor, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) (Anusavice ve ark., 2013) element ile birleşmiş metal olmayan bir element (genellikle oksijen) içeren organik materyaller olarak tanımlanır. Yapılarında büyük oksijen atomları matris görevi görür, daha küçük yapıdaki metal atomları ise oksijen atomları arasındaki boşluklara yerleşir (McLean, 1979).

Seramiklerin yapısında gözlenen atomik bağlar iyonik ve kovalent bağlardır. Seramiklerin üstün stabilitesinden, sertlik, ısı ve kimyasal etkilere direnç gibi önemli özelliklerinden bu bağlar sorumludur. Seramiklerin yüksek elastisite modülüsüne (*E*) sahip olması da bu bağlar nedeniyledir (McLean, 1979).

2.1.1. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonlarının oluşturduğu tetrahedral yapı ($Si^{+4} O_4^{-2}$), kovalent ve iyonik bağları oluşturarak seramiklerin esasını teşkil eder. Bu yapı seramiğin viskozite, erime ısısı, kimyasal dayanıklılık ve ısıl genişleme gibi özelliklerini etkiler.

Dental porselenler camsı matris olarak silikon-oksijen ağından oluşur. Düşük erime ısısı, yüksek viskozite, devitrifikasyon direnci gibi özellikler bu yapıya diğer oksitlerin ilave edilmesiyle elde edilir. Bunlar genelde, potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve bor elementlerinin oksitleridir. (McLean, 1979, Anusavice ve ark., 2013)

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolin (kil), %75-85 oranında feldspattan meydana gelir. Ayrıca porselene renk

vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri de yapıya eklenir (O'Brien, 2002). Seramiğin içindeki bu bileşenlerin oranları; materyalin şeffaflık, renk, pişirme derecesi, aşınmaya karşı direnci, ısıl genişleme katsayısı ve ağız sıvılarında çözünürlük gibi özelliklerini etkilemektedir (Van Noort, 2002).

Kaolin; diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde çok az oranda bulunur. Çok ince, yumuşak ve kilsli bir maddedir. Dehidrate olmuş bir alüminyum silikat ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) olan kaolin yapışkan bir yapıya sahip olduğu için diğer materyalleri bir arada tutar ve porselen hamurunun kolay şekillendirilmesini sağlar. Kaolin porselene opaklık verir (Craig, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005)

Feldspar; potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikatın ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) doğada bulunan bir birleşimidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin temel yapısını oluşturur ve içerikte en az %60 oranında bulunur (O'Brien, 2002).

Erime derecesi 1100-1300°C arasında olan feldspat, fırınlama esnasında diğer bileşenlerden önce eriyerek bir arada tutulmalarını sağlar. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelir. Seramiğe translüsentlik özelliğini kazandırır. Diş hekimliğinde genellikle yüksek potasyum içerikli feldspat tercih edilir.(McLean, 1979; Van Noort, 2002) Feldspatın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş materyalin viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Kuartz, silika (SiO_2) yapısındadır ve yeryüzünde oldukça yaygın olarak bulunur. Seramik yapı içerisinde doldurucu olarak görev yapar. Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek olup yaklaşık 1700°C'dir. Seramikteki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak ısıtma sırasında kütleye stabilite sağlar ve dayanıklılığı arttırır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Anusavice ve ark., 2013).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir (Coşkun ve Yaluğ, 2002).

2.1.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik benzeri materyallerin insanlar tarafından kullanımı M.Ö. 10 000 yıllarına paleolitik çağa dayanmaktadır. Porselenin ilk defa diş materyali olarak kullanımı, 1774'te Fransız bir diş hekimi olan Chemant ve Fransız bir eczacı olan Duchateau'nun iş birliğiyle gerçekleşmiştir. Platin pin veya çerçeve ile yerinde tutulan 'terrometalik' porselen diş, italyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi tarafından 1808'de keşfedilmiştir. Fransız diş hekimi Planteau porselen dişleri 1817'de Birleşik Devletler'e tanıtmıştır ve bir sanatçı olan Peale 1822'de Filedelfiya'da bu dişler için bir pişirme süreci geliştirmiştir. Ash 1837'de, İngiltere'de porselen dişlerin geliştirilmiş bir versiyonunu tanıtmıştır (Anusavice ve ark., 2013).

Charles Land 1903'te ilk seramik kronu diş hekimliğine tanıtmıştır. Platin folyo kullanarak feldspatik porselenle ilk seramik inley retorasyonunu yapmıştır. Bu kronlar mükemmel estetik sergilemeyi başarmıştır ancak porselenin düşük fleksural dayanımı yüksek kırılma riskini ortaya çıkarmıştır (Anusavice ve ark., 2013).

Seramiğin kırılma dayanımının giderilmesinde en önemli gelişme, 1965'te McLean ve Hughes tarafından, camsı matrikse ağırlıkça %40-50 oranında alüminyum oksitinin ilave edilmesiyle sağlanmıştır (Anusavice ve ark., 2013). Alümina, porseleni güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da yüksek opasitesi nedeniyle yalnızca alt yapı porseleni olarak kullanılabilmiştir (O'Brien, 2002).

1980'lerde magnezya kor sistemleri geliştirilmiş ve ekspansiyonu yüksek alt yapılar elde edilmiştir. Bu sistem, klinik test sonuçlarının başarısız olmasının yanında, platin folyo tekniğini kullanması sebebiyle de çok az kullanım alanı bulmuştur (O'Brien, 2002).

Adair ve Grossman 1984'te, camın kontrollü kristalizasyonunu sağlayan (Dicor) bir teknik geliştirmiştir. 1990'ların başında hacimce yaklaşık %34 oranında lösit içeren, basınçla şekillendirilen bir cam seramik (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tanıtılmıştır. 1990'ların sonunda kırılma dayanımı daha yüksek olan, hacimce %70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren, basınçla şekillendirilebilen bir seramik (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tanıtılmıştır. Bu kor seramiği, ikinci premolara kadar uzanan bölgede yapılacak olan üç üyeli sabit protezlerin üretiminde kullanılmıştır (Anusavice ve ark.,

2013). 1989'da Sadoun Fransa'da yüksek dayanıklılığa sahip In-Ceram sistemini tanıtmıştır. In-Ceram sisteminin alümina, zirkonya ve spinel olmak üzere üç tipi vardır. Bu sistemlerin ardından 1980'lerde, yüksek ısılarda ortaya çıkan mikropöröziteleri ve büzülmeleri ortadan kaldırmak amacıyla bilgisayar destekli freze sistemleri geliştirilmiştir. Tam seramik sistemlerin geliştirilmesiyle ilgili çalışmalar günümüzde de devam etmektedir (Griggs, 2007).

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler bir veya birkaç parametreye göre sınıflandırılabilir; (1) kullanım veya endikasyon (anterior ve posterior kron, veneer, post ve kor, sabit protez, glaze); (2) kompozisyon; (3) ana kristal faz ve/veya matriks faz (silika cam, lösit içerikli feldspatik porselen, lösit içerikli cam seramik, lityum disilikat içerikli cam seramik, alüminöz porselen, alümina, cam infiltre alümina, cam infiltre spinel, cam infiltre alümina/zirkonya, ve zirkonya); (4) üretim yöntemi (döküm, sinterleme, kısmi sinterleme ve cam infiltrasyonu, slip casting ve sinterleme, sıcak izostatik presleme, CAD/CAM ile frezeleme ve kopya frezeleme); (5) fırınlama ısısı (ultra düşük ısı, düşük ısı, orta ısı ve yüksek ısı); (6) mikroyapı (amorf cam, kristalize, camsı matrikste kristalize partikül içeren); (7) translüsensi (opak, translüsent, transparan); (8) fraktür dayanımı (düşük, orta, yüksek) ve (9) aşındırma özelliği (diş minesine yakın veya değil) (Anusavice ve ark., 2013).

Seramiklerin sınıflandırılması önemlidir; örnek olarak aynı yapıdaki seramiklerin mikro yapı paternleri birbirine benzemektedir, mikro yapı ise seramiğe uygulanacak yüzey işlemini belirlemektedir. Bu nedenle seramik yüzeyinde gerçekleştirilecek işlemin seçiminde; kullanılan seramik sisteminin bileşimi göz önüne alınmalıdır (Santos ve ark. 2009).

2.1.3.1. Mikro Yapılarına Göre Dental Seramikler

Mikro yapı düzeyindeki sınıflandırmada, seramiklerin içeriğinde bulunan cam-kristal oranı dikkate alınır. Dental seramiklerin mikro yapısında sınırsız varyasyonlar olsa da dört ana içerik sınıfı ve bunların alt grupları şeklinde sınıflandırılabilir (Giordano ve McLaren, 2010).

2.1.3.1.1. Cam esaslı (esas içerik silika) sistemler

Cam esaslı sistemler, çeşitli miktarlarda alümina içeren silikon dioksit (silika veya kuartz olarak da bilinen) esaslı materyallerden üretilir. Bu yapı alüminosilikat olarak adlandırılır. Alüminosilikatların çeşitli miktarlarda potasyum ve sodyum atomlarını da içeren ve feldspar olarak adlandırılan formları doğada bulunur. Feldspar diş hekimliğinde kullanılan camları üretmek amacıyla farklı yöntemlerle modifiye edilir. Alüminasilikat camların dental seramiklerde kullanılmak üzere sentetik formları da üretilir (McLaren ve Cao, 2009; Giordano ve McLaren, 2010).

Bu kategorideki maddeler ilk olarak hareketli protezler için porselen diş üretiminde kullanılmıştır. Günümüzde toz-sıvı karışımı versiyonları; alümina içerikli kor sistemleri ile metal destekli sistemlerde kaplayıcı seramik ve tam seramik restorasyonlarda refraktör day tekniği veya platin folyo tekniğiyle porselen veneeri şeklinde kullanılabilirler. Bu gruptaki sistemler ayrıca makine ile şekillendirilebilir bloklardan da elde edilebilmektedir. Cam esaslı sistemler cam fazdan oluştuklarından çeşitli asitlerle pürüzlendirilebilir ve rezin simanlarla yüksek adeziv bağlanma gerçekleştirirler. Bu seramiklerin kırılma pekliği azdır ve yüzey çatlaklarına karşı dirençleri düşüktür. Bu nedenle ön bölgede stresin az olduğu durumlarda kullanılırlar. Zayıf mekanik özelliklere sahip bu maddelerin kullanılması için özel klinik koşulların yerine getirilmesi gereklidir (McLaren ve Cao, 2009).

2.1.3.1.2. Doldurucu İçeren Cam Esaslı Sistemler

Cam esaslı seramiklerin kırılma doğasının bir sonucu olarak başarısızlık eğilimi göstermeleri sonucu, mekanik özellikleri arttırmak amacıyla yüksek kristal içeriği olan seramikler geliştirilmiştir (Ho ve Matinlinna, 2011).

Seramiklerdeki camsı faz; kırılma, doğrusal olmayan kırılma paterni ve translüsensi gibi temel cam özelliklerini oluştururken, kristal faz; seramiğin dayanıklılığını sağlar. Kristal içeriğinin artırılması ışık saçılmasını ve opasiteyi artırır. Materyal pişirme esnasında daha stabil kalır ve ağız içerisindeki streslere karşı dayanıklılığı artar (Ho ve Matinlinna, 2011).

Bu kategorideki seramiklerin cam-kristal oranları ve kristal tipleri çok geniş bir aralıkta değişmektedir ve bu kategori üç alt gruba ayrılabilir. Tüm alt gruptaki cam

kompozisyonu temel olarak birinci kategorideki cam esaslı sistemler ile aynıdır. Farklılığı oluşturan cam matrisin içine eklenen veya matris içerisinde oluşturulan farklı miktar ve türlerde kristallerdir. Eklenen veya oluşturulan kristal türleri temel olarak lösit, lityum disilikat ve fluoroapatittir. Lösit kristali alüminosilikat camın potasyum oksit (K_2O) içeriğini artırmakla elde edilirken lityum disilikat kristalleri alüminosilikat cama lityum oksit (L_2O) ekleyerek oluşturulur. Bu oksitler eritken gibi davranarak materyalin erime ısını da düşürür (McLaren ve Cao, 2009).

1. alt grup: Düşük-orta seviyede lösit içeren feldspatik camlar

Diğer kategoriler de feldspatik benzeri cam içerse de ‘feldspatik porselen’ denildiğinde akla bu grup gelmektedir. Lösit, doldurucu olarak, materyalin ısı genleşme katsayısını arttırmak ve materyalin dayanıklılığını arttıran çatlak ilerlemesini engellemek amacıyla yapıya ilave edilir. Materyal böylelikle metal ve zirkonya üzerine uygulanabilir. Kor materyaline ve istenilen ısı genleşme katsayısına bağlı olarak cam içerisindeki lösit miktarı ayarlanabilir. Bu materyaller kor sistemlerinde kaplama materyali olarak kullanılan tipik toz-sıvı karışımından elde edilen materyallerdir ve porselen veneerler için de idealdir. Lösit kristallerinin rastgele dağılımı ve büyük boyutta olmaları materyalin kırılma direncinin azalmasına neden olmuştur. Yeni kuşak materyallerde lösit kristallerinin boyutları küçültülmüş (10-20 μm) ve cam içerisinde partiküllerin dağılımı düzenlenmiştir. Bu materyallerin aşındırıcı özelliği daha düşüktür ve fleksural dayanımları çok daha yüksektir (Giordano ve McLaren, 2010).

2. alt grup: yüksek seviyede (%50) lösit içeren camlar, cam seramikler

Bu materyallerin mikro yapısı, kristal fazı çevreleyen cam matristen oluşur. Materyal başlangıçta homojen cam şeklindedir. İkinci bir ısı uygulamasıyla camın kontrollü kristalizasyonu sağlanarak cam matris içerisinde kristal faz geliştirilir. Bu sayede materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilir (Höland ve Rheinberger, 2003; Giordano ve McLaren, 2010).

Cam seramikler olarak adlandırılan bu grup çatlak ilerlemesini engelleyen kristal fazın artırılması sebebiyle geleneksel feldspatik seramiklerden farklıdır. Camsı faz partiküllerin çevresini doldurarak boşluksuz bir yapı oluşmasına yardım eder. Isıl

işlem sonucu oluşan kristal faz materyalin %50-100'ünü oluşturabilir. Cam seramiklerin avantajları arasında üstün dayanıklılık ve rezin simanlarla diş yapısına bağlanabilmesi vardır. Cam seramiklerin üretimi geleneksel seramiklerin üretimine göre daha kolaydır ve pişirme sonrası fazla miktarda büzülme göstermezler (Ho ve Matinlinna, 2011).

3. alt grup: Lityum disilikat cam-seramik

Lityum disilikat cam seramikler alüminosilikat cama lityum oksit eklenmesi ile elde edilir. Bu maddelerde lityum disilikat kristalleri iğne şeklindedir ve cam seramiğin hacim olarak yaklaşık üçte ikilik kısmı bu kristallerden meydana gelmiştir. Bu maddelerin fleksural dayanımları ve kırılma dayanımları göreceli olarak yüksektir. Bu maddeler basınçla kalıplanabilir ya da makine ile şekillendirilerek üretilebilirler. Bu maddeler yüksek kristalin içeriklerine rağmen kristallerinin kısmen düşük kırılma indeksleri nedeniyle çok yüksek yarı şeffaflık gösterirler. Yüksek yarı şeffaflıkları sayesinde bu seramiklerle tam konturda restorasyonlar yapılabilir ya da yüksek seviyede estetik için altyapı seramiği olarak kullanılırlar ve üstleri özel bir seramik ile kaplanabilir. Üst yapı seramiği olarak fluoroapatit kristalleri kullanılabilir. Fluoroapatit kristalleri üst yapı seramiğinin ısıl genleşme katsayısını ve optik özelliklerini düzenler. Camsı fazları nedeniyle hem lityum disilikat cam seramik hem de kaplayıcı seramik asitle pürüzlendirilebilir (Giordano ve McLaren, 2010).

2.1.3.1.3. Cam İnfiltrasyon Edilmiş Seramikler

Bu grup seramikler kısmi sinterlenmiş pöröz alüminyum oksit (daha sonra magnezyum alümina spinel ve zirkonya/alümina da kullanılmıştır) materyaline, cam infiltrasyonu ile elde edilir (Kelly ve Benetti, 2011). Bu sistemde hacmin çok büyük miktarı sinterlenmiş kristalize matristen oluşmaktadır. Cam infiltrasyon seramikler; lantanyum alüminosilikat ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) cam infiltrasyon edilmiş %85 oranında alümina içeren pöröz bir kordan oluşur. İki tip materyalin interpenetrasyon fazı kırılma dayanımını geliştirir ve çatlak ilerlemesini engelleyebilir. Çatlak camda ilerlediği gibi alümina partikülleri arasında ilerleyemez. Cam infiltrasyon edilmiş seramikler anterior veya posterior kronlarda ve kısa anterior köprülerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (Ho ve Matinlinna, 2011).

Bu seramik sistemlerinde cam fazın çok az olmasına bağlı olarak asitle pürüzlendirme uygulanması mikromekanik tutuculuğu artıracak şekilde kristalleri ortaya çıkaramamaktadır. Bu maddelerde silika içeriği çok az olduğu için seramikle silan arasında kararlı kimyasal etkileşim de gerçekleşmemektedir (Santos ve ark., 2009).

2.1.3.1.4. Polikristalin Seramik Sistemler

Bu kategorideki seramikler tek fazlıdır, cam matris içermezler ve seramik kristallerinin sinterlenmesi yoluyla elde edilirler. Sonuç olarak hava, cam gibi maddeleri içermeyen yoğun polikristalin yapılar elde edilir. Solid sinterlenmiş seramikler alüminöz oksit ya da zirkonya oksit altyapılar içermektedir (Giordano ve McLaren, 2010). Kristaller düzgün şekilde dizildiğinden bu seramiklerde çatlak ilerlemesi çok zor gerçekleşir. Bu tür seramiklerin kırılma dayanımları diş hekimliği seramikleri arasında en yüksek seviyededir.

Bu kategorideki seramikleri üretmek için üç temel teknik bulunmaktadır;

a) Arzu edilen final altyapı sinterlenmiş bloktan freze edilerek elde edilir. Bu teknik pahalıdır ve frezeleme zamanı uzundur, altyapının uyumlanması teknik hassasiyet gerektirir.

b) Taranmış güdükten elde edilen büyütülmüş bir yalancı güdük üzerine alüminöz oksit ya da zirkonya oksit kendi likiti ile karıştırılarak fırça yardımıyla uygulanır, fırınlanır, sinterlenir ve sonunda orijinal boyutta üretim yapılır.

c) Kısmi sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların büyütülmüş kopingler şeklinde makine ile şekillendirilmesi, fırınlanması, tam sinterlenmenin gerçekleşmesi ve büzülmesi ile yalancı daya uyumlanması ile elde edilir.

Polikristalin katı seramiklerin hiçbiri asitlerle pürüzlendirilemez (McLaren ve Cao, 2009).

2.1.3.2. Üretim Yöntemlerine Göre Dental Seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin diğer bir sınıflandırma yöntemi de üretim tekniklerine göre yapılan sınıflandırmadır. Final seramik protezin kalitesi üretim sürecinin her aşamasına bağlıdır (Anusavice ve ark., 2013). Tüm materyaller

farklı birçok teknikle üretilebilir ancak diş hekimliğinde genel olarak şu şekilde sınıflandırılabilir;

- a) Geleneksel toz/sıvı karışımı cam esaslı sistemler
- b) Dökülebilir seramikler
- c) İnfiltre (slip-casting yöntemi ile hazırlanan) seramikler
- d) Isı ve basınç altında hazırlanan seramikler
- e) Frezeleme ile hazırlanan sistemler

2.1.3.2.1. Geleneksel Toz-Sıvı Karışımı ile Hazırlanan Seramikler

Geleneksel toz-sıvı karışımı ile hazırlanan seramikler, seramik tozunun özel sıvı ya da distile su ile elle karıştırılarak, özel bir fırça yardımıyla modele edilmesiyle gerçekleştirilir. Tabakalama sırasında oluşan hava kabarcıkları, vakum altında fırınlama işlemi ile giderilir. Seramik hamuru içerisindeki parçacıkların partikül seviyesinde birleşmesi (sinterleme) olayı gerçekleşir. Bu işlem sırasında seramiğin büzülmesi ve boşlukların tam anlamıyla her zaman giderilememesi dezavantajdır. Bu da seramiğin zayıflamasına neden olabilir (McLaren ve Whiteman, 2010). Genellikle veneer restorasyonların ve üst yapı seramiklerinin yapımında kullanılan bir yöntemdir. Günümüzde veneer restorasyonlar ve üst yapı seramikleri için en yaygın kullanılan maddeler feldspatik seramiklerdir (Giordano ve McLaren, 2010). Bu yöntemle hazırlanan seramiklere örnek olarak Vitadur-N (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir (Anusavice ve ark., 2013).

2.1.3.2.2. Dökülebilir Seramikler

Geleneksel kayıp mum tekniği ile cam dökümün kombine edildiği bir yöntemle üretilirler. Restorasyonun tam kontur mum modelajı fosfat bağlı rövetmana alınır. Mum uzaklaştırma işleminden sonra cam seramik maddenin döküm işlemi yapılır. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra, henüz şeffaf ve zayıf olan restorasyon tekrar rövetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir (Rosenblum ve Schulman, 1997). Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere örnekler (Kelly ve Benetti, 2011; Anusavice ve ark., 2013):

Dicor (Dentsply, York, ABD) ve Cera Pearl (Kyore, San Diego, Kaliforniya, ABD) bu gruba örnek olarak verilebilir.

2.1.3.2.3. İnfiltre (Slip-casting yöntemi ile hazırlanan) Seramikler

Slip-cast seramikleri (In-Ceram, In-Ceram Spinel, In-Ceram Zirkonya), sıvı ve alümina, magnezya-alümina silika (spinel) veya zirkonya ve alümina partikülleri karıştırılarak elde edilen hamur kuru bir refraktör day üzerine yerleştirilir. Bu day hamurun içerisindeki sıvıyı emer. Materyal bu day üzerinde sinterlenir ve daha sonra camsı faz içeren bir tabaka ile kaplanır. Fırınlama esnasında cam eriyerek pöröz seramik kor içerisine infiltre olur. Final kontur ve renkte restorasyon elde edebilmek için translüsent porselen veneer kor üzerinde fırınlanır (Anusavice ve ark., 2013).

2.1.3.2.4. Isı ve Basınç Altında Hazırlanan Seramikler

Yüksek ısılarda basınç uygulamasıyla kalıp içerisine enjekte edilerek hazırlanan seramiklerdir. Bu teknik sayesinde seramiklerin iç yapısında büyük boşlukların oluşması engellenir ve kristal fazın camsı matriks içerisinde homojen olarak dağılması sağlanır. IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Finesse Allceramic (Dentsply, York, ABD) ve OPC-3G (Pentron Clinical Technologies, Connecticut, ABD) seramikleri bu gruba örnektir (Anusavice ve ark., 2013).

2.1.3.2.5. Frezeleme Yöntemi ile Hazırlanan Seramikler

Bu yöntemde seramik blok materyallerden bir CAD/CAM sistemi kullanılarak inley, onley ve kron restorasyonları freze edilerek elde edilir. Bu bloklar ayrıca, anahtar çoğaltma yöntemindeki benzer bir yöntem olan ‘kopya frezeleme’ cihazlarında da kullanılabilir (Anusavice ve ark., 2013).

2.2. CAD/CAM Teknolojisi

2.2.1. CAD/CAM Terimi

CAD/CAM teknoloji sistemleri farklı alanlarda birçok ürünle ilgili bilgi toplamak, tasarım yapmak ve üretmek amacıyla bilgisayarları kullanan sistemlerdir (Şahin ve ark. 2009). Dental teknolojide ‘CAD/CAM’ terimi frezeleme teknolojisiyle üretilen protezler için bir deyiş haline gelmiştir. Bu tam olarak doğru bir tanımlama

değildir. ‘CAD’ ‘computer aided design’ yani ‘bilgisayar destekli tasarım’, ‘CAM’ ‘computer aided manufacturing’ yani ‘bilgisayar destekli üretim’ anlamına gelmektedir. ‘CAD/CAM’ terimi üretim metoduyla ilgili herhangi bir bilgi içermemektedir (Beuer ve ark. 2008).

2.2.2. CAD/CAM Uygulamalarının Tarihçesi

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim, uçak ve otomotiv endüstrisi için 1960’larda geliştirilmiş (Adler, 1989) ve diş hekimliği ile tanışması yaklaşık 10 yıl kadar sonra gerçekleşmiştir. Dental CAD/CAM’in gelişmesinde katkısı olan önemli isimlerden bazıları; Fransa’dan Dr. François Duret, İsviçre’den Werner Mörmann, Amerika’dan Dianne Rekow ve İsveç’ten Matts Andersson’dur.

Dr. Duret, 1971’lerin başında, dayanak dişin optik ölçüsünü alarak ve numerik kontrolle çalışan bir tornalama cihazı kullanarak kuron üretebilen bir dental CAD/CAM cihazını geliştirmiş ilk kişidir (Duret ve Preston, 1991). İlk dental CAD/CAM restorasyonunu 1983’te üretmiştir ve 1985’te Fransız Diş Hekimliği Birliği’nin (FDA) uluslararası kongresinde, 1 saatten kısa bir sürede yapmış olduğu bir posterior kuron restorasyon sistemini bildirmiştir. Dr. Duret daha sonra Sopa sistemini geliştirmiştir. Bununla birlikte yüksek fiyatı ve kullanımının kompleks olması dolayısıyla Sopa sistemi dental markette rağbet görmemiştir (Liu ve Essig, 2008).

Dr Mörmann, ilk ticari CAD/CAM sisteminin geliştiricisidir. Elektrik mühendisi olan, dişi taramak için optik bilimini kullanmayı tavsiye eden Dr. Marco Brandestini ile birlikte çalışmışlardır. İkili 1985’te, optik tarayıcı ve tornalama cihazının kombinasyonunu kullanarak ilk hasta başı inley restorasyonu üretmişlerdir. Cihaza, bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonunun (Ceramic REConstruction) kısaltması olan CEREC adını vermişlerdir (Mormann, 2006).

Dr. Rekow, 1980’lerin ortalarında Minnessota Üniversitesi’nde dental CAD/CAM sistemi üzerinde çalışmıştır. Bu sistemde veri toplamak için fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü bir tarayıcı, tornalama için 5 eksenli bir tornalama cihazı kullanılmıştır (Rekow, 1987). Bu zamanlarda altın alaşımlarının fiyatının artması ve nikel-krom alaşımlarına karşı alerjik reaksiyonların gözlenmesi araştırmacıları başka alternatifler aramaya zorlamıştır. Dr. Andersson ve arkadaşları, titanyumun hassas

dökümünün zor olduğu 1980'li yıllarda titanyum altyapıları spark erozyon ile üretmişler ve CAD/CAM teknolojisi kullanarak restorasyonlar hazırlamışlardır. Daha sonra 1983'te kompozit veneer restorasyonlar üretebilen bir CAD/CAM teknolojisini tanıtmışlardır. Bu sistem sonrasında Procera sistemi olarak isimlendirilmiştir (Miyazaki ve ark. 2009).

2.2.3. CAD/CAM Komponentleri

Geliştirilmiş tüm dental CAD/CAM sistemleri üç ana komponentten oluşur (Beuer ve ark., 2008):

2.2.3.1. Tarayıcı

Dental CAD/CAM sistemlerinin en önemli komponentlerinden biri dijital tarayıcıdır (Fasbinder, 2010a). Dijital tarayıcı, ağız içinde veya ağız dışında modellerden, prepare edilen dişlerin, komşu yapıların ve karşıt dişlerin üç boyutlu bilgisini toplar. Görüntü elde edildikten sonra sonuç veriler, restorasyonların hasta başında üretiminde veya laboratuvara transferinde kullanılır. Günümüzde dental tarama cihazlarının farklı sistemleri vardır; bu sistemlerin her biri görüntü elde edilmesinde farklı yöntemler kullanır. En sık kullanılan yöntem, triangulasyon prosedürüne dayanan lazer veya beyaz ışığın kullanıldığı optik tarayıcılardır (Beuer ve ark., 2008). Ağız içi tarama kalitesini arttırmak için bazı optik tarama sistemlerinde prepare edilmiş diş yüzeyine yansıtıcı özelliği yüksek olan oksit tozu püskürtülür (Ronald ve ark. 2011).

2.2.3.2. Tasarım Yazılımı

Tasarım yazılımı, tarama yöntemiyle elde edilen verinin görselleştirilmesi, dental restorasyonun üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesi için yazılım programlarını kullanan bir bilgisayar birimidir (Fasbinder, 2012). İnley, onley, kuron, koping, köprü gibi çeşitli dental restorasyonların tasarımı yapılabilir. (Beuer ve ark., 2008). Pek çok otomatik sistemde, kullanıcı genellikle tercihlerine göre, otomatik olarak tasarlanan restorasyonu modifiye etme olanağına sahiptir. Restorasyon tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli özel bir komut serisine çevirir. Bunlar, sırasıyla tasarlanan restorasyonu üretecek CAM ünitesini çalıştırır (Strub ve ark. 2006).

2.2.3.3. Üretim Cihazları

CAD yazılımıyla elde edilen konstrüksiyon verisi CAM süreci için freze cihazına aktarılır (Beuer ve ark., 2008). Seramik, kompozit ve metal gibi çeşitli prefabrike bloklar farklı eksenlerde freze edilerek istenilen restorasyon elde edilir (Ronald ve ark., 2011).

Dört farklı CAD/CAM üretim sistemi tanımlanabilir.

2.2.3.3.1. Hasta Başında Üretim Yapan Sistemler

Hasta başında üretim yapan sistemlerde, hekime tek seansta restorasyon üretmeyi sağlayan CAD/CAM sisteminin bütün bileşenleri dental ofiste mevcuttur. Cam seramiklerden yüksek performanslı oksit seramiklere kadar birçok materyal bu yöntemle üretilebilir (Strub ve ark., 2006; Beuer ve ark., 2008). Hasta başında üretim yapan sistemler CEREC® 3D ve E4D Dentist sistemleridir (Liu ve Essig, 2008).

2.2.3.3.2. Laboratuvarda Üretim Yapan Sistemler

Laboratuvarda üretim modeli konvansiyonel restorasyonların üretim yöntemine benzerdir. Hekim prepare ettiği dişin veya dişlerin ve karşıt dişlerin ölçüsünü veya modelini laboratuvara gönderir. Laboratuvar restorasyonun üretimini gerçekleştirir. Buradaki tek fark CAD/CAM teknolojisinde üretim sürecinin bir kısmı otomatik olarak gerçekleştirilir. Bu tip CAD/CAM sistemlerinin maliyeti yüksektir, genellikle büyük laboratuvarlar tarafından tercih edilir (Strub ve ark., 2006).

2.2.3.3.3. Laboratuvar-Üretim Merkezi Modeli

Bu sistem modelinde, veri elde edilmesi ve tasarım yazılımı kısmı laboratuvarda halledilir. Laboratuvar teknisyeni modeli tarayıcı ile tarar ve restorasyonun tasarımını yapar. Bitmiş tasarım üretim merkezine gönderilir ve freze aşaması burada gerçekleştirilir. Bu sistemde laboratuvar açısından maliyet düşer ve üretim verimi artar (Strub ve ark., 2006).

2.2.3.3.4. Ağ veya Açık Konsept Modeli

Laboratuvar-üretim merkezi modeline benzer ancak bu modelde birçok ticari laboratuvar ve/veya üretim merkezi koordine çalışır. Laboratuvarlar veri elde etme ve

tasarım aşamasını; üretim merkezi ve/veya diğer laboratuvarlar ise bilgisayar destekli üretim (CAM) aşamasını üstlenir. Normalde tek bir CAM sistemiyle sadece sınırlı sayıda materyal kullanılabilirken bu ağ modelinde materyal seçebilme kapasitesi artar ve aynı restorasyon farklı materyallerden elde edilebilir. Açık konseptlerin çoğunda standart dosya formatı tasarım verisinin istenilen sayıda CAM sistemine transferini sağlar. Ancak sadece birkaç dijitalleştirici üreticisi ve yazılım programı ağ veya açık konseptin kullanımına olanak verir. Birçok dental CAD/CAM sisteminde kapalı veri sistemleri tercih edilmektedir. Açık konseptte izin veren sistemlere ZENO Tec (Wieland Dental +Technik GmbH, Pforzheim, Almanya) ve Hint ELs (Hint-ELs DentaCAD Systems, Griesheim, Almanya) örnek verilebilir (Strub ve ark., 2006).

2.2.4. CAD/CAM Tekniği

İstenilen geometride dental restorasyonları üretebilme kapasitesine sahip iki farklı üretim tekniği bulunmaktadır.

2.2.4.1. Eksiltme Tekniği

Dental restorasyonların CAD/CAM ile geleneksel üretimi yarı-sinterize veya sinterize blokları istenilen geometride kesmek için elmas frezler, testereler ve torna gibi keskin makine aletlerinin kullanıldığı ‘eksiltme tekniğine’ dayanmaktadır. Ancak bu yöntemde, sonuçta elde edilecek ürünle kıyaslandığında daha fazla miktarda materyal kaldırılır ve bloğun büyük bir kısmı boşa gider. Bu tekniğe alternatif olarak maliyeti azaltmak amacıyla ‘ekleme tekniği’ geliştirilmiştir (van Noort, 2012).

2.2.4.2. Ekleme Tekniği

Yarı-sinterize veya sinterize seramik blokların frezelenmesi yerine bir kompüterize numerik kontrol cihazı kullanarak tabaka tabaka yerleştirme tekniğiyle de üç boyutlu komponent oluşturulabilir (Silva ve ark., 2011). Seramik materyalleri için, 5 farklı ekleme tekniği bulunmaktadır (Ebert et al., 2009) : (i) stereolitografi, (ii) erimiş depozisyon modellemesi, (iii) selektif elektron ışınla eritme, (iv) lazer toz formasyonu ve (v) Inkjet baskı. Ekleme tekniğiyle çok az materyal israfiyla veya hiç israf yapmadan kompleks restorasyonlar üretilir (van Noort, 2012).

2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri

2.2.5.1. CEREC

Dr. Werner Moermann restorasyonun aynı seansta tamamlanıp hastaya teslim edilmesi düşüncesiyle, CEREC (CEramic REConstruction) düşüncesinin temelini oluşturmuştur. Bu amaçla çıkılan yolda, restoratif diş hekimliğinin klinik uygulamadaki ilk CAD/CAM sistemi, 1985 yılında tarayıcı ve freze ünitelerinin bir cihazda olduğu CEREC 1 olarak tanıtılmıştır. Daha sonra 1994 yılında Siemens'teki (Münih, Almanya) bir CEREC ekibi ilave bir silindir elmas ile kısmi ve tam kronların üretimini de sağlayan CEREC 2'yi geliştirmişlerdir. Bu sistem oklüzyonun da tasarımına izin vermiştir. Bununla birlikte oluşturulan tasarımlar hala iki boyutlu olarak gösterilmekteydi. 2000 yılında ikili frez sisteminin kullanıldığı CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde tarayıcı/tasarım ve freze üniteleri birbirinden ayrılmıştır (Mormann, 2006).

Preparasyonun, antagonistin ve fonksiyonel kaydın üç boyutlu sanal görüntülenmesi 2003 yılında tanıtılan üç boyutlu yazılım versiyonu ile sağlanmıştır. 2005 ve 2006 versiyonlarında preparasyona, proksimal kontaklara ve oklüzyona göre seçilen bir dijital tam kuron anatomisinin otomatik uyumlaması yapılabilir (Mormann, 2006).

CEREC AC, CEREC'in hasta başı üretim yapabilen en yeni versiyonudur. Son olarak CEREC AC ile birlikte kullanılan Omnicam ağız içi tarayıcısı piyasaya tanıtılmıştır. Bu sistem tozsuz ölçü alabilme ve hasta başı inley, onley, veneer, tek kuron, köprü ve cerrahi kılavuz hazırlayabilme gibi geniş endikasyon spektrumu avantajlarını sağlar (www.sirona.com).

CEREC sistemiyle birlikte CAD/CAM teknolojisinin klinik uygulamaya yerleşmesini takiben aynı teknolojinin dental laboratuvarlarda da kullanımına yönelik çalışmalar başlamıştır. Özellikle arka dişler için sabit bölümlü protez yapımında ve dental implant dayanağı olarak kullanılacak yeterli mekaniksel özelliklere sahip yapısal seramiklerin geliştirilmesi, CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuvarlarda kullanılabilirliğini büyük bir hızla arttırmıştır. Sirona Dental Firması (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), CEREC klinik sisteminden sonra, 2004 yılında, laboratuvar kısmını tanıtmıştır. InLab adıyla tanıtılan sistem esas olarak

geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modelinin, ağız dışı tarayıcıyla (inEOS: extraoral scanner) bilgisayar ortamına aktarılması, in-Lab yazılımıyla restorasyon tasarımı, inLab frezeleme cihazıyla uygun materyalden yontulması ve inFire fırınıyla altyapının yüksek ısıda sinterizasyonu aşamalarını içerir (Şahin ve ark., 2009).

2.2.5.2. E4D Dentist

E4D Dentist sistemi hasta başı üretim yapabilen bir CAD/CAM sistemidir. Birçok klinik vakada yansıtıcı ajan gerektirmeden yüksek hızlı intra oral dijitalleştiricisi (intra oral lazer tarayıcı) ile üç boyutlu ölçü alınabilir. Operatör, doğru morfoloji oluşturmayı sağlayan veri noktaları toplamını çoğaltmak için farklı açılardan birçok tarama yapar. Bu sistemler sayesinde, inley, onley, veneer ve kuron üretimi tek seansta yapılabilir (Liu ve Essig, 2008).

2.2.5.3. Cercon

Dentsply firmasına ait olan Cercon sistemi, 2002 yılında piyasaya sürüldüğünde sistemde sadece CAM bulunmaktaydı. Prepare edilen diştten elde edilen model üzerinde minimum 0.4 mm kalınlığında mum modelaj hazırlanır ve hazırlanan mum modelaj cihazın lazer sistemi ile taranmaktaydı. Daha sonra elde edilen veriler 'Cercon brain' frezeleme ünitesine aktarılarak yarı-sinterize zirkonya bloklardan alt yapılar hazırlandıktan sonra elde edilen koping Cercon Heat fırınında (1350°C) 6-8 saat süreyle sinterize edilmekteydi. Sisteme 2005 yılında üç boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olmuştur (Liu ve Essig, 2008).

2.2.5.4. Everest

KaVo firması tarafından 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistem; tarayıcı (Everest Scan), freze ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşur. Operatör alçı modeli, 1:1 oranında tarama yapan CCD kameraya sahip tarayıcı üniteye sabitler, 20µm hassasiyette ölçüm yapılır. Sistem 15 noktadan fotoğraf olarak dijital üç boyutlu modeli oluşturur. Windows'a ait bir yazılım programıyla hekim üç boyutlu sanal modelde restorasyonu tasarlar. Frezeleme ünitesi, detaylı morfoloji ve uyumlu

kenarlar elde edebilmeyi kolaylaştıran 5 eksenle hareket edebilmektedir (Liu ve Essig, 2008).

2.2.5.5. DCS Precident

DCS Precident sistemi, 1990 yılında tanıtılan tasarım ve üretim tekniklerini bünyesinde bulunduran bir sistemdir (Vult von Steyern ve ark. 2005). Cam seramik, metal, güçlendirilmiş seramikleri freze etmesinin yanı sıra, restorasyon alt yapılarını tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-zirkon) ve titanyumdan da (DC-titan) hazırlayabilen az sayıda CAD/CAM sisteminden bir tanesidir. PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile diőe temas etmeden destek dişin kendisine, komşu diőlere ve çevre dokulara ait koordinat bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır. Otomatik ölçümde cihaz her iki çenenin de modelini elde edebilmekte ve 14 prepare edilmiş diş tarayıp 30 üyeye kadar alt yapıyı simültane olarak Precimill frezeleme ünitesinde üretebilmektedir (Liu ve Essig, 2008).

DCS Precident sistemiyle hazırlanmış alumina ve zirkonya destekli üç, dört, beő üyeli köprülerin kenar uyumunun incelendiği çalışmada, marjinal aralık 60.5-74 µm olarak bulunmuş, çalışma sonucunda sistemin, klinik olarak kabul edilen 100 µm'lik aralığın altında değer sağladığı belirtilmiştir (Tinschert ve ark. 2001).

2.2.5.6. Procera

Procera sistemi ilk olarak titanyum alt yapıyla birlikte düşük ısılı veneer porseleninin kullanıldığı kron ve köprü protezlerinin üretimi için kullanılmaktaydı. Bu CAD/CAM teknolojisi Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile (Ural, 2011) 1993'te Procera AllCeram krun üretiminde kullanıldı. Bu krun yoğun olarak sinterlenmiş yüksek saflıkta alüminyum oksit alt yapı ve düşük ısılı AllCeram veneer porseleninden oluşur (Andersson ve ark.1998; Oden ve ark. 1998).

Sistemin safir probu ile model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir. Elde edilen veriler elektronik olarak biri İsveç, diğer Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır. Altyapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin çalıştığı ortamda bulunmalıdır. Sistemin geleneksel tasarım ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığı ile sağlanmaktadır. Procera sisteminin kullanılabilmesi için özel bir

tarayıcı, taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir program (Procera software), bilgisayar, verilerin transferi için bir modem ve internet bağlantısı bulunmalıdır (Ural, 2011). Procera AllCeram kronlarının klinik takibinin yapıldığı bir çalışmada, 5 yılın sonunda başarı oranı % 97.7, 10 yılın sonunda ise % 92.2 olarak belirtilmiştir (Odman ve Andersson, 2001).

2.2.5.7. Lava

Lava sistemi (3M ESPE Dental Products, St. Paul, Minnesota, ABD) 2002'de tanıtılmıştır ve bu sistemde çok sayıda dayanak marjini ve dişsiz kretin dijitalizasyonu için bir lazer optik sistemi kullanılır. Lava Design 4.0 CAD yazılımı otomatik olarak marjini görür ve gövde tasarımı sunar (Liu ve Essig, 2008). Bu sistemde yüksek dayanıklı zirkonyum altyapıları elde etmek için %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır (Karaalioglu ve Duymuş Yeşil, 2008). Altyapı sinterizasyon büzülmesini dengeleyebilmek için normalden %20 daha büyük tasarlanır. Tasarım tamamlandıktan sonra sistem yazılımı, freze işlemi için uygun boyutta yarı sinterize bir zirkonya blok kullanır. Bilgisayar kontrollü freze ünitesi 21 koping veya köprü altyapısını herhangi bir manuel müdahale gerektirmeden otomatik olarak tamamlayabilir. Frezelenen altyapılar nihai boyutlarını, dansitelerini ve dayanıklılıklarını kazanmak için sinterizasyona tabi tutulurlar. 2006'dan beri laboratuvarlar bağımsız tarayıcı (Lava Scan ST) satın alabilir ve sonrasında dijital veriyi yetkili Lava Form freze merkezine gönderebilir (Liu ve Essig, 2008).

2.2.6. Dental CAD/CAM Sisteminin Avantaj ve Dezavantajları

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Elde edilen restorasyonların kenar bütünlüğü dental laboratuvarlarda üretilenlerle eş değerdir (Feuerstein, 2004).

Sistem hasta ve hekim için zaman kazancı sağlar çünkü süreç tek seansta tamamlanabilir. Bu durum aynı zamanda ölçü alımı ve geçici restorasyon yerleştirilmesini elimine eder (Feuerstein, 2004). Diğer avantajları; anestezi solüsyon bir kere kullanılması, ikinci kez ünit hazırlığı için malzeme kullanımının ortadan kalkması, bu sayede daha az enstrümanın sterilizasyonu ve tek kullanımlık

malzemelerin (ölçü materyali, mum, alçı, geçici köprü rezini ve simanı, pamuk gibi) de eliminasyonunun sağlanmasıdır (Trostve ark., 2006).

Dental laboratuvarlar da bu sistemden yararlanırlar. Mum modelasyonlar, altyapılar ve restorasyonlar dental laboratuvarlarda, laboratuvar CAD donanım ve yazılımı kullanılarak mükemmel doğrulukta hazırlanabilir ve en önemlisi metal olmayan materyallerden daha dayanıklı restorasyonlar elde edilebilir (Feuerstein, 2004).

Üretim maliyeti, CAD/CAM ile üretilen restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörler arasında ilk sırada gelmektedir. Hekimler bireysel olarak tüm sistemi satın almayı düşündüklerinde ekipman maliyeti hala önemli bir sınırlama oluşturmaktadır. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin karşılanmamasına neden olmaktadır (Christensen, 2001). Bununla birlikte günümüzde bazı üreticiler polikromatik bloklar üretmektedir ancak bunların sayısı kısıtlıdır (www.sirona.com). Derin subgingival marjine sahip preparasyonların bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir. CAD/CAM sisteminin etkili bir şekilde kullanılabilmesi için yardımcı personelin de eğitilmiş olması gerekmektedir (Christensen, 2001).

2.2.7. Dental CAD/CAM Sistemleriyle Kullanılabilen Güncel Restoratif Materyaller

CAD/CAM ile üretilen estetik indirek restorasyonlar için iki ana materyal mevcuttur; cam seramikler/seramikler ve rezin kompozitler. Seramikler kristalize, iyonik ve/veya kovalent bağlarla birbirine bağlanan metalik ve metalik olmayan elementler içeren metal olmayan materyaller olarak tanımlanır. Camlar da aynı tanımlamaya sahiptir ancak amorf yapıya sahiptirler. Cam seramikler ise camsı fazın matris, seramiğin ise güçlendirici doldurucu olarak görev yaptığı kompozit tip materyallerdir. Resin kompozitler inorganik (seramik veya cam seramik veya cam olabilir), organik veya kompozit doldurucularla güçlendirilmiş polimerik matriksten oluşmaktadırlar (Ruse ve Sadoun, 2014).

CAD/CAM sistemleriyle kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenmeli, bu esnada oluşabilecek hasara direnç göstermeli ve kolayca

bitirilmelidir (polisaj, renlendirme, glazür gibi). Laboratuvara bağlı sistemler de yüksek dayanıklılıkta seramik altyapı materyallerini üretmek için kullanılabilir ve bazı sistemler ayrıca titanyum, soy ve baz metallerin de frezesini yapabilir (Giordano, 2006).

2.2.7.1. Monolitik Seramikler

Geleneksel olarak yapılan restorasyonlarda kırılma yapısındaki dental seramikler metal alt yapılarla desteklenmektedir. Günümüzde, CAD/CAM teknolojisindeki avantajlarla monolitik restorasyonlar diş hekimliğine tanıtılmıştır (Harianawala ve ark., 2014).

2.2.7.1.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, camsı matris ve kristalize komponentten oluşan çok fazlı kompozit materyallerdir.

2.2.7.1.1.1. Feldspatik Cam Seramikler

Sirona CAD/CAM sistemi (Sirona Dental Firması, Bensheim, Almanya) için 1985 yılında ilk olarak Vita Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir. Bu materyalin yaklaşık 120 MPa değerinde fleksural dayanıklılığa sahip olduğu; inley, onley ve veneer yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir (Giordano ve ark. 1995). Otto ve de Nisco (2002) tarafından yapılan çalışmada Vita Mark I kullanılarak üretilen inley ve onley restorasyonların 10 yıl sonunda %90.4 hayatta kalım oranı sergilediği saptanmıştır.

Düzenli dağılımlı, ince grenli %30 doldurucu içeren (10 µm ve 20 µm) yeni kuşak Vita Mark II blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 1991 yılında geliştirilmiştir (Tinschert ve ark. 2000; Giordano ve McLaren, 2010). Materyalin ince grenli kristal mikro yapısı ve CAD/CAM tekniği ile üretilmesi sayesinde Vita Mark II ile üretilen dental restorasyonların mineye benzer aşınma özelliği gösterdiği bildirilmiştir (Krejci ve ark. 1994). Bu materyal ayrıca adeziv simantasyon için mikro mekanik retansiyon oluşturmak amacıyla hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir (Fasbinder, 2002). Klink ve Huettig (2013); yaptıkları çalışmada

Vita Mark II ile üretilen tek üye kron restorasyonların 4 yılın sonunda %83.78 başarı oranı sergilediğini bildirmişlerdir.

2.2.7.1.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

İlk olarak 1968’de metal-seramik kaplama materyali olarak toz-sıvı formunda VITA VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) piyasaya sürülmüştür (Guess et al., 2011). Toz-sıvı karışımı seramiklerin mikro pörözite ve büzülme gibi dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için 1990 yılında IPS Empress seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tanıtılmıştır ve en sık kullanılan lösitle güçlendirilmiş basınçla üretilen seramik olmuştur (Giordano ve McLaren, 2010).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Empress’in CAD/CAM ile kullanılabilen versiyonu olup 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. Yaklaşık 160 MPa fleksural dayanıklılığa sahip olduğu ve veneer, inley, onley ve anterior kron restorasyonlarının üretiminde kullanılabileceği bildirilmiştir (Giordano ve McLaren, 2010).

2.2.7.1.1.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler

İlk lityum disilikat cam seramik materyali Ivoclar Vivadent tarafından 1998 yılında, 920°C’de basınç altında üretilebilen blok (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) formunda tanıtılmıştır. Birçok çalışmada IPS Empress II ile üretilen tek üye kron restorasyonların 5-10 yıl arası takiplerinde %95.24-100 arasında değişen yüksek sağ kalım oranı sergilediği gösterilmiştir (Marquardt ve Strub, 2006; Toksavul ve Toman, 2007; Valenti ve Valenti, 2009).

Daha sonra lityum disilikat seramiklerin fiziksel özelliklerinin ve translüsentliğinin geliştirilmesi, IPS e.max Press’in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilmesiyle sağlanmıştır (Stappert ve ark. 2006). Bu materyalin, monolitik inley, onley ve posterior kronların üretilmesinde veya kron ve anterior üç üyeli köprüler için alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmiştir (Holand ve ark. 2000). Gehrt ve ark. (2013), IPS e.max Press ile üretilen tek üye kronların 5 yıl sonunda %97.4 ve 8 yıl sonunda %94.8 sağ kalım oranı gösterdiğini klinik olarak rapor etmişlerdir.

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların daha rutin kullanıma girmesiyle, lityum disilikat seramiklerin yeni frezelenabilir versiyonu olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiştir. IPS e.max CAD bloğu, %40 lityum meta silikat kristalleri içeren, materyalin kolay freze edilmesini sağlayan kısmi olarak kristalize edilmiş bir bloktur. İstenilen dental restorasyon formu freze edildikten sonra, lityum meta silikat kristallerinin lityum disilikat kristallerine dönüştürüldüğü, 850°C’de 10 dk rekristalizasyon işlemi uygulanır. Bu dönüşüm materyale final mekanik ve estetik özelliklerini sağlar. Üretici verilerine göre, tam kristalize IPS e.max CAD’in fleksural dayanıklılığı yaklaşık 360 MPa civarındadır.

Bu materyal, monolitik inley, onley, tek kron ve anterior sabit protezlerin yanı sıra, kısa boylu posterior sabit protezlerin üretilmesinde de (Holand ve ark. 2008) konvansiyonel veya adeziv simantasyon ile önerilmektedir (Bindl ve ark. 2006). Klinik çalışmalarda IPS e.max CAD tek kronların 24 aylık takibinde herhangi bir komplikasyon gözlenmeden % 100 sağ kalım oranı rapor edilmiştir (Fasbinder ve ark., 2010c).

2.2.7.1.2. Yitrium-Tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)

Saf zirkonya polimorfik yapıdadır ve farklı sıcaklıklarda üç kristalografik faz mevcuttur: kübik faz (k) 2680-2370°C arasında stabildir, tetragonal faz (t) 2370-1170°C arasında stabildir ve monoklinik faz (m) 1170°C ile oda sıcaklığı arasındaki sıcaklıklarda stabildir (Denry ve Kelly, 2008). Fazlar arasındaki bu dönüşüm hacimde önemli miktarda artmaya (%4) ve çatlak oluşumunu tetikleyebilen içsel streslerin oluşumuna sebep olur (Guazzato ve ark. 2005). Magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) veya yitrium oksit (Y₂O₃) gibi minör bileşenlerin saf zirkonyaya ilavesi, oda sıcaklığında kısmi stabilize zirkonya olarak bilinen çok fazlı materyallerin oluşumunu sağlar (Piconi ve Maccauro, 1999). İnce grenli yapısı (0.2-0.5 µm) ve biyouyumluluğu (Piconi ve Maccauro, 1999) dolayısıyla yitrium tetragonel zirkonya polikristal (Y-TZP); zirkonyanın biyomedikal uygulamalarda en popüler ve sık kullanılan formudur (Zarone ve ark. 2011).

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanı bulmasını sağlamıştır. Zirkonya blokları için sert ve yumuşak üretim olmak üzere iki CAD/CAM üretim tekniği bulunmaktadır (Vagkopoulou e ark. 2009). İlk yöntemde

tam sinterize zirkonya blokları freze edilip küçültülerek istenilen form oluşturulur. Ancak tam sinterize zirkonya için özel freze ekipmanı ve uzun kesme zamanı gerekmektedir (Giordano ve McLaren, 2010). İkinci yöntemde ise kısmi sinterize zirkonya blokları freze edilir. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak, 1300-1500°C’de 2-6 saat final sinterleme sonrası %20-25 materyal büzülmesi göz önüne alınarak genişletilmiş alt yapı tasarlanır ve üretilir (Filser ve ark., 2001; Suttor ve ark. 2001).

Kısmi sinterize zirkonyanın üretimi için en sık kullanılan CAD/CAM sistemleri CERCON (Dentsply Friadent, Mannheim, Almanya), CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya), ve Procera’dır (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç).

Günümüzde monolitik, tam anatomik zirkonya seramik restorasyonlar, posterior dişlerde kaplayıcı cam seramiğin atma başarısızlığını engellemek için tanıtılmıştır. Lava All-Zirconia, Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Zircon Zahn (ZIRCONZAHN GMBH, Bruneck, İtalya), ve BruxZir Solid Zirconia (Gildewell laboratories, Kaliforniya, ABD) monolitik zirkonya restorasyonları şeklinde piyasaya sürülmüştür. Üreticilere göre, tam zirkonya monolitik restorasyonları, parafonksiyonel alışkanlığı ve kısıtlı oklüzal aralığı bulunan hastalarda posterior tek üye kronların üretimi için uygundur. Zirkonya opak bir materyal olmasına rağmen, sinterizasyon öncesi renklendirme ile istenilen diş rengi elde edilebilmektedir. Düşük estetik özellikleri sebebiyle monolitik zirkonya, estetiğin daha az önem taşıdığı posterior bölgelerde önerilmektedir (Holt ve Boksman, 2012). İmplant destekli monolitik zirkonya restorasyonların 2 yıllık klinik takibi sonucu tatmin edici estetik sonuçlar elde edildiği ve herhangi bir komplikasyona rastlanılmadığı bildirilmiştir (Rojas-Vizcaya, 2011).

2.2.7.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik, esasen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik sistemidir. Zirkonya ve lityum silikatın kombinasyonundan oluşan yeni cam seramik materyali mükemmel materyal kalitesi, yüksek yük kapasitesi, kolay frezelenbilirlik ve parlatılma garantisi sunmaktadır. Bu yaklaşımdaki iki yeni ürün; CAD/CAM ile kullanılabilen Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) materyalleridir. Üretici

verilerine göre, Celtra freze işlemi sonrası 210 MPa fleksural dayanıklılığa sahiptir ve glaze ile renklendirme işlemleri materyalin fleksural dayanıklılığını 370 MPa'a kadar yükseltebilir. Bu monolitik CAD/CAM materyali inley, onley, veneer ve anterior ve posterior kronlar için endikedir (<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html>).

2.2.7.1.4. Kompozit Rezin Materyaller

Seramik restorasyonların, üstün estetik görünüş, aşınma direnci, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Bununla birlikte seramikler karşıt dişlerde aşınma oluşturabilir ve çatlak oluşumuna bağlı kırılma riskleri mevcuttur. Kompozit rezin restorasyonlar daha yumuşaktır, bitirme ve polisaj işlemleri daha kolaydır, karşıt dişlerde daha az aşınma oluşturur ve üzerlerine ilave yapılarak uyumlandırılabilmesi mümkündür. Seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştiren restoratif materyallerin geliştirilmesi indirek estetik restorasyonların özelliklerini iyileştirerek ömrünü uzatacaktır (Elsaka, 2014).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanındaki ilerlemesi diş hekimlerinin yeni materyalleri kullanabilmelerine olanak tanımıştır. Dental materyallerin biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle yeni kuşak freze edilebilir kompozit rezin bloklar üretilmiştir. Bu materyaller geçici ve daimi restorasyonların üretimi için uygundur (Kunzelmann ve ark. 2001). Kompozit rezin kronlar sıklıkla bisfenol-A-diglisidileter dimetakrilat (Bis-GMA) veya polimetil metakrilattan (PMMA) oluşur (de Kok ve ark. 2015).

Paradigm MZ 100 (3M/ESPE, Saint Paul, Minnesota, ABD) CEREC ile kullanılabilen Bis-GMA ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşan, ortalama 0.6µm partikül boyutunda zirkonya-silika doldurucu (ağırlıkça %85) içeren rezin esaslı bir kompozit bloktur (Rusin, 2001). Bu materyal ilk olarak 2000 yılında, direk kompozit restorasyonlar için kullanılan Paradigm Z100'ün fabrikada polimerize edilmiş bir yeni versiyonu olarak piyasaya sürülmüştür (Rusin, 2001; Fasbinder, 2010b; Ruse ve Sadoun, 2014). Paradigm MZ 100 adeziv simantasyonla birlikte inley, onley, veneer ve tek üye kronlar restorasyonlarında kullanılabilir (Edelhoff ve ark., 2012). Paradigm MZ 100 ile üretilen inley restorasyonların kenar ve renk uyumunun 3 yılın sonunda değerlendirildiği bir çalışmada, Paradigm MZ 100 inleylerin

CAD/CAM seramik inleyler ile benzer sonuçlar sergilediği rapor edilmiştir (Fasbinder ve ark. 2005).

2.2.7.1.5. Rezin Nano Seramik Materyaller

2.2.7.1.5.1. Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M/ESPE, Saint Paul, Minnesota, ABD), nano teknoloji ile üretilmiş, çapraz bağlı rezin matris (ağırlıkça %20) gömülü, zirkonya/silika (ağırlıkça %80) nanoseramik partiküllerinden oluşan rezin nano seramik bloktur. Rezin nano seramik restoratif materyalleri; silika nanomerleri (20 nm), zirkonya nanomerleri (4-11 nm), nanomerlerden oluşan nanogrup partikülleri (0.6-10 µm), silan bağlantı ajanı ve rezin matris içerir. Üretici verilerine göre Lava Ultimate ile üretilen kronların 200 MPa değerinde fleksural dayanıklılığı mevcuttur. Bu değer Lava Ultimate'in direk kompozit restorasyonlar için Paradigm MZ 100 ve feldspatik seramik bloklardan daha dayanıklı olduğunu göstermektedir. Kron, inley, onley ve veneer gibi daimi tek üye restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır. Üreticisine göre asitle pürüzlendirme gereksinimi olmadan adeziv olarak simante edilmelidir (Chen ve ark. 2014; Elsaka, 2014).

2.2.7.1.5.2. CeraSmart

CeraSmart (GC, Illionis, ABD) üretici firmanın verdiği bilgilere göre seramik ve kompozitlerin özelliklerini birleştiren yeni bir üründür. Esnek nano seramik matris yapısı sayesinde materyalin üstün fiziksel özellikleri bulunmaktadır. Üretici firma CeraSmart'ın mükemmel kenar uyumu, mükemmel estetiği ve bağlantı sonrası yüksek dayanıklılığı sayesinde posterior ve anterior bölgede de kullanılabileceğini belirtmektedir. Bu materyalle ilgili literatürde yayınlanan bir çalışma bulunmamaktadır (<http://www.gcamerica.com/products/operatory/CERASMART>).

2.2.7.1.6. Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ Materyalleri (PICN)

2.2.7.1.6.1. Vita Enamic

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) polimer infiltrasyon seramik ağ materyali yöntemiyle üretilmiş bir CAD/CAM restoratif materyalidir. Polimer infiltrasyon seramik ağ materyalleri; interpenetrasyon faz kompozitler olarak sınıflandırılabilir. Baskın olarak akrilat polimer ağ ile güçlendirilmiş (ağırlıkça %14)

seramik ağ yapısından (ağırlıkça % 86) oluşur. Bu iki ağ yapı birbirinin içine penetre olmuştur (Coldea ve ark. 2013b; Elsaka, 2014). Sinterize edilmemiş (Ruse ve Sadoun, 2014) seramik ağ yapısının içerisine daha düşük elastisite modülüsüne sahip polimer bir ikinci fazın yerleştirilmesiyle üretilmiştir. Bu materyal seramiklerin ve rezin esaslı kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir (Elsaka, 2014). He ve ark. (2011); yaptıkları çalışmada PICN materyalinin mekanik özelliklerinin dentin ve mineye oldukça benzer bulunduğunu rapor etmişlerdir. Polimer infiltre seramik ağ materyallerinin azalmış kırılma, rijidite ve sertlikle birlikte artmış esneklik, kırılma peklığı ve seramiklerle kıyaslandığında kolay işlenebilme özelliklerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Ek olarak materyalin özelliklerinin mine ve dentine benzer olduğu da bildirilmiştir (Coldea ve ark., 2013b).

2.2.7.2. İki Tabakalı Seramikler

Seramik restorasyonların üstün estetik görüntülerinin yanında, kırılma yapıları ve yüksek stres alanlarındaki kırılma riskleri seramik materyallerinin bilinen dezavantajlarıdır. Bu problemin üstesinden gelebilmek için yüksek dayanıklılıkta alt yapı materyalleri kullanılmıştır. Yüksek dayanıklı seramikler daha opaktırlar ve dolayısıyla doğal estetik görüntü elde edebilmek amacıyla cam seramikler ile kaplanmaktadır.

2.2.7.2.1. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin mikro yapısı camsı faz içermemektedir. Atomlar yapıyı daha güçlü hale getiren ve çatlak ilerleme riskini azaltan düzenli bir kristal dizilimde yerleşmiştir (Kelly ve Benetti, 2011).

2.2.7.2.1.1. Alüminyum Oksit Seramikler

Alüminyum oksitin (Al_2O_3) tam seramik dental restorasyonlarda ilk kullanımı 1989'da In-Ceram Alumina'nın (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmesiyle başlamıştır (Haselton ve ark., 2000). Pöröz yapıdaki alüminyum oksit iskelet (%70-80) 1120°C'de 10 saat sinterize edildikten sonra ikinci aşama olarak 1100°C'de 4 saat lanthanum silikat cam infiltrasyonu gerçekleştirilir (Xiao-ping ve ark. 2002). Seramik alt yapının üretimi için geleneksel slip-cast yöntemi veya CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) CAD/CAM sistemi ile

kullanılabilen kısmi sinterlenmiş bloklar kullanılabilir (Giordano ve McLaren, 2010). Restorasyonun estetik görüntüsü alt yapı materyali feldspatik bir porselenle kaplanarak elde edilebilir (Haselton ve., 2000). Oluşturulan materyal anterior ve posterior tek üye kronlarda kullanılabilir, 450 MPa civarında fleksural dayanıklılık ve orta derecede translüsensi özelliklerine sahiptir (Giordano ve McLaren, 2010). Bu materyal için en sık görülen teknik komplikasyonun posterior bölgede kaplayıcı porselenin atması olduğu belirtilmiştir. Seramik alt yapı materyallerinin iyileştirilmesi düşüncesi 1993'te Procera In-Ceram Alumina (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç) kronlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Genişletilmiş day üzerine alümina tozu basınç altında sıkıştırıldıktan sonra 1600 °C'de sinterize edilerek, 5 µm partikül boyutunda alüminyum oksit içeren yoğun olarak sinterize edilmiş saf alümina oluşturulmuştur. Bu üretim şekliyle alümina alt yapının % 20 oranındaki büzülmesi dengelenir ve sonrasında feldspatik porselen ile kaplanır (Andersson ve Oden, 1993). Yaklaşık 490-700 MPa değerinde fleksural dayanıklılığa sahip olduğu rapor edilmiştir (Heffernan ve ark., 2002).

In-Ceram Spinel (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), 1993'te tanıtılan magnezyum-alüminyum oksitten oluşan, dentine yakın translüsensi değeri olan bir oksit seramiktir (Kaiser ve ark. 2006).

In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), % 35 kısmi stabilize zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş bir alüminyum oksit seramiktir. 1999'da 420-800 MPa fleksural dayanıklılık değeriyle tanıtılmıştır (Guazzato ve ark. 2002). Yüksek dayanıklılığı dolayısıyla posterior tek üye kronların ve üç üyeli köprülerin üretiminde kullanımı önerilmektedir (Kaiser ve ark., 2006). In-Ceram zirkonya alt yapıları konvansiyonel slip cast yöntemi veya CAD/CAM üretim teknikleri kullanılarak üretilir (Tinschert ve ark., 2000).

2.2.7.2.1.2. Zirkonya Seramikler

Zirkonyum dioksit (ZrO_2), saf metal zirkonya elementine oksijen ilave edilmesiyle elde edilen, cam içermeyen bir seramik materyalidir (Piconi ve Maccauro, 1999). 1789'da Alman kimyager Martin Klaproth tarafından bulunmuştur ve 1824'te Jöns Berzelius tarafından izole edilmiştir (Vagkopoulou ve ark., 2009). Polikristalin form zirkonya beyaz opak renkte bir materyaldir ve 900-1200 MPa arasında değişen

yüksek fleksural dayanıklılık değerine sahiptir (Manicone ve ark. 2007). Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu dolayısıyla (Piconi ve Maccauro, 1999), zirkonyanın medikal alandaki ilk uygulaması ortopedik alanda 1969 yılında gerçekleştirilmiştir (Manicone ve ark., 2007). Daha sonra zirkonya diş hekimliği alanında; kök kanal postlarının üretiminde (Meyenberg ve ark. 1995), ortodontik braketlerde (Springate ve Winchester, 1991), dental kronlarda (Luthardt ve ark. 1999) ve köprü protezlerde alt yapı materyali olarak (Sturzenegger ve ark., 2000), dental implantlarda (Kohal ve ark. 2004) ve implant abutmentlarında (Glauser ve ark., 2004) kullanılmıştır.

Zirkonyadaki camsı fazın olmaması, adezyon için uygulanan geleneksel hidroflorik asit uygulamasının etkinliğini zayıflatır (Kern ve Wegner, 1998). Bu sebepten ötürü rezin siman ve zirkonya seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini (mekanik ve kimyasal) arttırabilmek için, kumlama ve selektif infiltrasyonla pürüzlendirme gibi çeşitli yüzey hazırlığı işlemleri geliştirilmiştir (Blatz ve ark. 2004; Aboushelib ve ark. 2007).

CAD/CAM ile üretilen iki tabakalı zirkonya dental restorasyonların düşük dayanıklılıktaki cam seramiklerle kaplanma gereksinimleri bir dezavantajdır. Bu sistemin en sık rapor edilen başarısızlığı kaplayıcı seramik tabakasının atmasıdır (Sailer ve ark., 2007; Beuer ve ark. 2009; Guess ve ark., 2010).

Zirkonya bloklarına örnek olarak; Lava Frame (3M ESPE), Everest ZS ve ZH (KaVo), In-Ceram YZ (VITA), Zerion (Straumann) ve Cercon Smart Seramik (DeguDent) verilebilir (Beuer ve ark., 2008).

2.2.7.2.2. Metal Seramikler

1962'den beri metal seramikler dental restorasyonlarda kullanılmaktadır (Weinstein ve Weinstein, 1962). İyi mekanik özellikleri ve tatmin edici estetik görünüşleri dolayısıyla metal seramik restorasyonlar protetik diş hekimliğinde yıllarca altın standart olarak kabul edilmiştir. Kıymetli metal alaşımlarının kullanıldığı metal seramik restorasyonların yüksek klinik başarı oranlarının yanında, altın metalinin dünyadaki artan fiyatı başka alternatiflerin aranmasına yol açmıştır (Pjetursson ve ark., 2007). Düşük maliyeti, mükemmel biyouyumluluğu, yüksek korozyon direnci ve uygun mekanik özellikleri dolayısıyla titanyum metali bir alternatif olarak

geliştirilmiştir (Nakajima ve Okabe, 1996). Ancak titanyum alt yapıların dökümü ve kaplanması ile ilgili problemler ortaya çıkmıştır (Chai ve Stein, 1995). Günümüzde CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte artık kron ve köprü alt yapıları katı metal bloklardan elde edilebilmektedir (Türkyılmaz ve Corrigan, 2012).

2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar

Dental simanlar ağız içerisinde sertleşen ve sıklıkla bir diş ve protezi birleştirmek amacıyla kullanılan materyallerdir. Sabit protetik bir restorasyonun bir yapıştırma maddesi ile dişler üzerine uygulanması işlemine ise “simantasyon” denir (Anusavice ve ark., 2013).

Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya bu ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile tamamen örtmelidir (Uludamar ve Aygün, 2011b).

İdeal bir yapıştırma simanı;

- İnce bir tabaka şeklinde uygulanabilirken, kesme kuvvetlerine karşı dirençli olmalıdır.

- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalıdır.

- Gerekli kırılma, sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalıdır.

- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmelidir.

- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalıdır.

- Ağız sıvılarında çözülmemelidir.

- Biyolojik olarak dokulara uyumlu olmalıdır.

- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır.

- Çevresel faktörlerle yeterince dengeli bir uyum içerisinde olmalıdır (erozyon, yorgunluk direnci vb) (Uludamar ve Aygün, 2011b)

İndirek restorasyonların daimi olarak uygulanması için birkaç siman tipi mevcuttur. Bu simanlar arasında çinko fosfat, polikarboksilat (çinko poliakrilat), cam iyonomer ve kompozit rezin simanlar yer almaktadır. Çinko oksit ojenol esaslı

simanlar daimi simantasyon için endike değildir (Shillingburg ve ark. 2010). Çeşitli simanların kimyasal içerikleri ve sertleşme reaksiyonları Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark. 2013’ten uyarlanmıştır).

	İçerik	Reaksiyon Tipi
Çinko fosfat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Fosforik asit, su	Asit-Baz
Çinko polikarboksilat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Poliakrilik asit,su	Asit-Baz
Cam iyonomer siman	Toz: Floroaluminosilikat cam Likit: Poliakrilik asit, poliprotik karboksilik asit, su	Asit-Baz
Rezin modifiye cam iyonomer siman	Toz: Floroaluminosilikat cam, başlatıcılar Likit: Poliakrilik asit, metakrilat monomeri, başlatıcılar, su	Işık/Kimyasal +Asit-Baz
	Toz: Floroaluminosilikat cam, sodyum florid, metalik oksit, başlatıcılar Likit: Dimetakrilat/Karboksilik monomeri, akrilat monomer, su	Işık+Kimyasal+Asit-Baz
	A Pastası: Floroaluminosilikat cam, non reaktif doldurucu, reaktif monomer B Pastası: non reaktif doldurucu, metakrilat modifiye polialkenoik asit, metakrilat monomeri, su	Işık+Asit-Baz

2.3.1. Kompozit Rezin Simanlar

Rezin simanlar, bis-GMA (bisglisidil metakrilat) veya UDMA (üretan dimetakrilat) gibi bir rezin matris ile küçük inorganik partiküllerden oluşan bir doldurucu ve bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara fazdan oluşan kompozitlerdir. Restoratif kompozitlerden başlıca düşük doldurucu içerikleri ve düşük viskoziteleri ile ayrılırlar (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Shillingburg ve ark., 2010). Fonksiyonları, restorasyonların yerlerinde kalmalarını sağlayarak, sızıntıyı önlemek/azaltmak, pulpa sağlığını korumak ve diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurarak diş-restorasyon bütünlüğünü kuvvetlendirmektir (Türk ve ark., 2014).

Kompozit reçinelerin yapısında üç ayrı faz vardır. Bunlar:

- Organik polimer matriks faz
- İnorganik faz
- Ara faz

Organik polimer matris faz, bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisglisidil metakrilattır (Bis-GMA). Son yıllarda polimer matris olarak, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan, üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır. Hem Bis-GMA, hem de UDMA oligomerleri oldukça visköz bir yapıya sahiptir. Bu nedenle viskoziteyi azaltmak için trietilen glkol dimetakrilat (TEGDMA) matrise ilave edilir (Dayangaç, 2000).

İnorganik faz ise matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu taneciklerden oluşmaktadır. Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum reçineye radyoaktifite sağlar. Silika tanecikleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışık geçişine izin verir ve ışığın yayılmasını sağlar. Saf silika, kristalin (kristobalit, trimidit ve kuartz) ve kristalin olmayan silika cam formlarında bulunmaktadır. Kristalin formları serttir ancak kompozit reçinenin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit reçineler günümüzde silikanın kristalin olmayan formu kullanılarak üretilmektedir (Dayangaç, 2000).

Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Son yıllarda üretilen kompozit reçinelerde, silika taneciklerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden

kaplanmaktadır. Bu sayede silika tanecikleri yüzeyinde, tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmaktadır. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika taneciklerinin yüzeyinde var olan hidroksil gruplarıyla, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanır. Silan bağlama ajanları reçinenin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Ayrıca reçine-tanecik ara yüzü boyunca suyun geçişini önler, hidrolitik dengeyi sağlar, reçinenin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Dayangaç, 2000).

Rezin esaslı simanlar iki tip polimetakrilattan oluşur:

- Metil metakrilattan oluşan ‘akrilik rezin simanlar’
- Bis-GMA’nın aromatik dimetakrilatlarından oluşan ‘dimetakrilat simanlar’

2.3.1.1. Akrilik Rezin Simanlar

Toz-sıvı şeklindeki akrilik rezin simanlar kimyasal olarak sertleşirler. Restorasyonlar, fasetler ve geçici restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Özellikleri soğuk akrilik rezin dolgu materyalleriyle kıyaslanabilir. Diğer simanlara göre daha güçlüdür ve daha az çözünme gösterirler; düşük sertlik ve viskoelastik özellik sergilerler. Nem varlığında diş dokusuna etkili bir bağlantı göstermezler dolayısıyla marjinal sızıntı gösterebilirler. Biyolojik etkiler açısından akrilik rezin dolgu materyallerinde olduğu gibi pulpal reaksiyonları belirgindir dolayısıyla pulpayı korumak gerekir (O'Brien, 2002).

Tozu; metil metakrilat polimerleri veya reaksiyon başlatıcı görevi yapan benzol peroksid içeren kopolimerlerden, mineral doldurucular ve pigmentlerden oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren bir metil metakrilat monomeridir. Polimerizasyon reaksiyonu, monomerin polimer partiküllerini çözmesi ve peroksid amin etkileşimi sonucu oluşan serbest radikaller ile meydana gelir (O'Brien, 2002).

Adeziv Rezin Simanlar

Akrilik rezin simanların yapısındaki metil metakrilat monomerlerine 4-metiloksi etil trimellitik anhidrit (4-META) gibi bir adezyon destekleyici ve dentine bağlantıyı arttırdığı da bilinen, polimerizasyon başlatıcı tributil boron ilavesiyle adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (Diaz-Arnold ve ark., 1999; O'Brien, 2002).

Bu materyaller, özellikle baz metal alaşımından yapılan sabit protezler ve amalgamın dentin ve kompozite bağlantısını arttırmak için üretilmiştir. Okside edilmiş, asitle pürüzlendirilmiş ve silika kaplanmış döküm alaşımı yüzeylerine olan bağlantı direnci oldukça yüksektir. Amalgama olan makaslama bağlantı direnci dentine göre daha azdır. Düşük doldurucu oranına sahip olduklarından (% 10), fiziksel özellikleri akrilik rezin simanlara benzer; orta derecede direnç ve yüksek deformasyon gösterirler (Diaz-Arnold ve ark., 1999; O'Brien, 2002).

2.3.1.2. Dimetakrilat simanlar:

Dimetakrilat simanlar bis-GMA sistemine dayanır. Aromatik dimetakrilat ve seramik dolduruculu diğer monomerlerden oluşur. Kompozit restoratif materyallere benzer yapı sergiler. Özellikle porselen olmak üzere kronların, köprülerin, inley, laminate ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılır (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılabilir; polimerizasyonları; ışıkla, kimyasal olarak veya her iki tekniğin kombinasyonu ile (dual-polimerize) gerçekleşmektedir (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Türk ve ark., 2014).

a) Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işıklı polimerize olan kompozit rezin simanlar, firmalar tarafından tek pat halinde piyasaya sürülmüştür. Yapılarında ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforokinon veya luserin ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Işık ile polimerize olan simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan ve translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılır. Bu simanlar kimyasal ve hem kimyasal hem ışıkla sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşın simanın temizlenmesi için uygundur (Uludamar ve Aygün, 2011b; Zaimoğlu ve Can, 2011).

b) Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır. Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Otopolimerizan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının belirli bir sertleşme süresi vardır. Metal, metal-seramik veya ışık ünitesinin ulaşamayacağı opak yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar (zirkonyum oksit içeren) ve endodontik postların yapıştırılmasında kullanılırlar (Uludamar ve Aygün, 2011b; Türk ve ark., 2014).

c) Hem Kimyasal Hem de Işıkla Polimerize Olan (Dual-cure) Kompozit Rezin Simanlar

Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır (Uludamar ve Aygün, 2011b). Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler, iki pat (ana madde-katalizör) veya toz-sıvı şeklinde bulunurlar. Dual sertleşen simanın ana madde kısmında kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon); hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksit amin) bulunur. Çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Dual olarak polimerize olan simanlar, seramik inley ve onley restorasyonların ve tam seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Ayrıca; bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır. Dual rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Işıkla ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık olarak 60 saniye süresince

uygulanmalıdır. Maksimum sertliğe genellikle polimerizasyondan 10 dakika sonra ulaşılır ve 24 saat içinde küçük değişiklikler izlenir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Mevcut kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar; bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse, restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, post operatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir. Bununla beraber simanın tamamen donmasına izin verilirse, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (Ör: Oxyguard, Kuraray Dental, Okayama, Japonya) marjinal bölgeye derhal yerleştirilmelidir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

2.4. Tam Seramik Sistemlerde Tutuculuğu Arttırmaya Yönelik Yapılan Yüzey İşlemleri

İndirek estetik restorasyonların diş yüzeyine bağlanması zor ve dikkat gerektiren bir durumdur. Simantasyon sonrası güçlü ve dayanıklı bir bağlantı oluşturabilmek için restorasyon ve diş yüzeylerinin uygun yüzey işlemlerine tabi tutulması önemlidir. İndirek restoratif materyaller ve rezin siman arasındaki bağlantının güçlendirilmesi rezin simanlarla yapıştırılan sabit protezlerin başarısında önde gelen faktörler arasında olduğundan çok önemlidir (Elsaka, 2014).

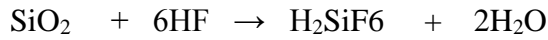
Diş hekimliğinde kullanılan seramikler kimyasal içerik açısından ‘oksit seramikler’ ve ‘cam seramikler’ olarak ikiye ayrılabilir. Oksit seramikler %15’ten daha az oranında silika içeren ve camsı fazı çok az olan veya hiç olmayan seramikler olarak tanımlanır. Oksit seramikler güçlü yapılarının yanında camsı faz içeriklerinin çok az olması dolayısıyla yüzeyleri hidroflorik asitle pürüzlendirilemez. Cam seramiklerin yüzeyine asit uygulandığında camsı faz çözülerek mikro mekanik retansiyonu sağlayan pürüzlü yüzey elde edilir (Tian ve ark., 2014).

Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı iki mekanizmayla sağlanır. Bunlardan biri seramik yüzeyinde asitlerle veya kumlama gibi yüzey aşındırma işlemleriyle elde edilen mikro mekanik retansiyon, bir diğeri ise silan bağlantı ajanıyla sağlanan kimyasal bağlantıdır (Peumans ve ark., 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011).

2.4.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.4.1.1. Hidroflorik Asit (HF) ile Pürüzlendirme

Hidroflorik asit hidrojen floridin sulu çözeltisidir ve seramiğin yapısındaki silikon dioksit (SiO₂) ile reaksiyona girerek camsı fazı çözer. Bunun sonucunda seramik yüzeyinin pürüzlülüğü ve yüzey enerjisi artırılarak seramik ve rezin siman arasında mikro mekanik bir kilitlenme oluşturulur (Zogheib ve ark. 2011; Mattiello ve ark., 2013; Tian ve ark., 2014). Bu reaksiyon şu şekilde gerçekleşir:



Bu reaksiyon hidroflorik asitin asidik özelliğinden değil, seramiğin yapısındaki silikanın elektronegatifliğine bağlı olarak, floridin (F) oksijen (O) ile yer değiştirerek hekzaflorosilikat oluşturmasından kaynaklanmaktadır. Cam seramiklerde, %4-10 konsantrasyonlarda hidroflorik asidin 1-2 dakika süresince uygulanması en kabul edilebilir asitleme prosedürüdür (Zogheib ve ark., 2011; Tian ve ark., 2014).

Hidroflorik asit, seramik ve rezin arasındaki bağlanma kuvvetini önemli oranda artırır ancak; yüksek oranda korozyondur, deri aracılığıyla kana ve kemiğe absorbe edilebilir ve hatta kardiyak arrestte bile sebep olabileceği belirtilmiştir. Dolayısıyla hidroflorik aside alternatif olarak, fosforik asit, asidüle fosfat florit ve amonyum hidrojen florit gibi bazı kimyasallar üretilmiştir (Tian ve ark., 2014).

2.4.1.2. Kumlama

Seramik yüzeyinin bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, alüminyum oksit (Al₂O₃) partikülleri püskürtülerek pürüzlendirildiği bir yöntemdir. Sıklıkla 25-50 µm boyutlarında alümina tozu 0.28 MPa basınç altında uygulanır. Bu yöntemle ayrıca seramik yüzeyi, kontamine tabakalar uzaklaştırılarak temizlenir. Kumlama sonrasında yüzey enerjisi artar ve seramik yüzeyinin ıslanabilirliği ve dolayısıyla bağlanma kuvveti de artmaktadır (Kern ve Wegner, 1998; Tian ve ark., 2014).

2.4.1.3. Elmas Döner Alet ve Frezle Pürüzlendirme

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için elmas frezler gibi döner aletlerden de yararlanılabilir. Elmas frezle pürüzlendirme yapılmış yüzeyler SEM ile incelendiğinde

gözenek oluşmadığı bunun yerine kazıma işlemine benzer izler ortaya çıktığı görülmüştür. Bu yöntemle seramik yüzeyinde keskin alanların oluşabileceği ve stres birikimine yol açtığı, dolayısıyla bu bölgelerde restorasyonun zayıflayabileceği bildirilmiştir (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002a).

2.4.1.4. Lazer ile Pürüzlendirme

Günümüzde seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için Nd:YAG (Neodmiyum ile kaplanmış yitrium alüminyum garnet kristali) ve Er:YAG (erbiyum ile kaplanmış yitrium alüminyum garnet kristali) lazerler de kullanılmaktadır. (Tian ve ark., 2014). Lazer uygulaması ablasyon denilen bir süreçle mikro patlamalar ve vaporizasyon ile partiküllerin uzaklaştırılmasını sağlar (Mattiello ve ark., 2013). Gökçe ve ark. (2007); SEM ile yaptıkları incelemede Er:YAG lazer uygulamasının yüzeyde düzensiz lityum disilikat kristalleri oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Lazerin gücü arttırıldıkça oluşturduğu pürüzlülük de artmaktadır.

2.4.1.5. Plazma Sprey Yöntemi ile Pürüzlendirme

Plazma sprej (hekza metil disiloksan); iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren kısmi iyonize gaz olarak tanımlanmıştır ve bağlantı değerlerini arttırdığı bildirilmiştir. Yüzey şekillendirme mekanizması ve bağlantı değerlerini arttırması tam olarak anlaşılammış, ancak bağlantının geliştirilmesinin kovalent bağlar ile sağlandığı düşünülmektedir (Mattiello ve ark., 2013).

2.4.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.4.2.1. Silan Bağlayıcı Ajan Uygulama

Hibrit inorganik-organik çift fonksiyonlu moleküller olan silan bağlantı ajanları (trialkoksisisilanlar) rezin ve cam seramikler arasında kimyasal bir bağlantı oluşmasını sağlar. Fonksiyon ve içeriklerine göre primer veya bağlantı ajanı olarak adlandırılabilirler. Silanların inorganik grupları kondensasyon reaksiyonu ile seramik yüzeyindeki hidroksil gruplarıyla (OH) siloksan ağı oluşturabilirken organik grupları metakrilat esaslı rezinler ile kopolimerize olabilir. Silanların yüzey gerilimini azaltarak materyalin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini arttırdığı bildirilmiştir. Bu sayede hidrofobik matrise sahip kompozit rezinler, silika, cam ve cam seramik gibi hidrofilik yüzeylere adhere olabilir. Silanların farklı tipleri üzerinde çalışmalar

yapılmıştır ancak hiçbiri zirkonyum dioksit gibi Si içeriği az olan veya hiç olmayan yüzeylerde fazla etkin bulunmamıştır (Matinlinna ve ark., 2004; Mattiello ve ark., 2013; Tian ve ark., 2014).

Diş hekimliğinde klinik uygulamalarda en yaygın olarak kullanılan silan molekülü 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (3-MPS)'dir ve genellikle %90-95 etanol veya izopropanol solüsyonu ile kullanılırlar. Silanlar organik ve inorganik yapılar arasında bağlantı ajanı olarak görev yapabilmek için, öncelikle asetik asit kullanılarak hidrolize edilip aktive edilmeli ve sonrasında kondanse edilmelidir (Matinlinna ve ark., 2004; Tian et al., 2014).

Silanların kullanımının seramik yüzeyindeki temas açısını azaltarak ıslanabilirliği arttırdığı gösterilmiştir. Silan tabakasının ideal kalınlığı 10-50 nm'dir. Kalınlığın artmasının tabakalar arasında koheziv bozukluklar oluşturarak bağlanmayı kötü etkilediği bildirilmiştir (Tian ve ark., 2014).

Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Porcelain Primer (Bisco, Schaumburg, Illinois, ABD) silanlara örnek olarak gösterilebilir.

Günümüzde bünyesinde silan bulduran adezivler de piyasaya sürülmüştür (Single Bond Universal Adeziv, 3M ESPE, ABD). Üretici firma içerisindeki silan sayesinde seramik restorasyonlara seramik primeri gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabileceğini belirtmektedir. Adezivin içerisine iki fonksiyonlu monomer silanın ilave edilmesi çalışma basamaklarının sayısını düşürür ve ürün aynı zamanda dentin ve mine için de bağlantı ajanı olarak kullanılabilir (www.3m.com).

2.4.3. Hem Kimyasal Hem Mekanik Bağlantı Oluşturmak İçin Uygulanan İşlemler

2.4.3.1. Pirokimyasal Silika Kaplama

Pirokimyasal silika kaplama yöntemi; Silicoater sistemi (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) adıyla piyasaya sürülmüştür. Dental laboratuvarlarda kullanılır ve metal ile rezin bağlantısını arttırmak amacıyla üretilmiştir. Bütan gazı ve silandan oluşan karışım, 150-200°C'lik bir alevden geçirilir ve seramik yüzeyinde 0.1-10 µm kalınlığında silikon oksit ile kaplı bir tabaka oluşur (Heikkinen ve ark., 2010). Materyal oda ısısına soğutulduğunda silan bağlayıcı ajan (3-metakriloksipropil-

trimetoksisilan) silika kaplı yüzeye uygulanır. Kaplama solüsyonu tetraetoksisilan (TEOS) içerir. Son yıllarda üretilen, aynı prensiple çalışan SilanopenTM (Bredent, Senden, Almanya) tam seramikler için üretilmiştir (Uludamar ve ark. 2011a; Tian ve ark., 2014).

2.4.3.2. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey uygulamalarından bir diğeri de tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Özel alet gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu sistemlerin esası; porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silikat tabakası ile kaplanmasına dayanır. Kumlama esnasında çarpmanın etkisiyle silika; seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve böylece silika ile modifiye olan seramik yüzeyler silanla kimyasal bağ kuracak hale gelirler. Bu amaçla en yaygın kullanılan iki sistem CoJet (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Rocatec (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemidir (Uludamar ve ark., 2011a). Rocatec sistemi ve varyasyonu olan CoJet sistemi silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikro kumlama sistemleridir (Heikkinen ve ark., 2010).

Cojet sistemi klinikte uygulanabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Rezin bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tanecekleri içeren kum uygulanır. Bu kum tanecikleri silisik asitle modifiye edilmiş 30 mikron boyutunda mineral (Al_2O_3) parçacıklarıdır. Kum tanecikleri 90° açıyla, 2,5 bar basınçla, 10mm mesafeden 15 sn boyunca püskürtüldüğünde yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Silikatize kumun yüzeye çok yüksek enerjiyle çarptırılması sonucu; yüzey alanı artırılır ve mikro mekanik tutuculuk elde edilir. Silikatizasyon işleminden sonraki aşama; kimyasal tutuculuk sağlamak amacıyla yüzeye silan uygulanmasıdır (Uludamar ve ark., 2011a).

Rocatec sistemi laboratuvarında kullanılabilen tribokimyasal kaplama yöntemidir. İki aşamada uygulanır. İlk aşamada yüzeyin temizlenmesi ve aktive edilmesi amacıyla silika partikülleriyle modifiye edilmiş 110 µm boyutunda alüminyum oksit kumu 2,5 bar basınçla yüzeye püskürtülür. Bu aşamaya 'Rocatec Pre' adı verilir. İkinci aşamada ise; yüzeye silika partiküllerinin gömülmesi amacıyla 110 µm'lik silika kumu 2.5 bar

basınç altında püskürtülür. Bu aşamaya ‘Rocatec Plus’ denir. Üçüncü aşamada ise silan bağlayıcı ajan uygulanarak silika kaplı yüzey ile rezin siman arasındaki bağlantı geliştirilir (Fischer ve ark., 2008; Uludamar ve ark., 2011a).

2.5. Modern Dental Seramiklerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri

Seramiklerin günümüz teknolojisindeki rolünün artması mekanik özelliklerinin daha iyi anlaşılmasını gerektirmiştir. Bu durum, tasarım, güvenlik analizi, kalite kontrol ve bilimsel anlamda kullanmak amacıyla daha doğru ve net verilere ulaşabilmek için kullanılan test tekniklerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Seramiklerin test edilmesinde bulguların doğruluğu ve netliği için standardizasyon önemlidir (McGuire ve Jenkins, 2002).

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için farklı test yöntemleri mevcuttur. Bunlardan bazıları; çekme testi, makaslama testi, eğme testi, sertlik testi, kırılma direnci (fracture toughness test) testidir (Jin ve ark. 2004).

2.5.1. Eğme Testleri

Eğme testleri kolay örnek hazırlama prosedürü dolayısıyla dental seramikler, simanlar ve polimerler için sıklıkla kullanılmaktadır. Eğme testlerinin uygulanması esnasında örnekler için herhangi bir tutucu aparat gerekmemesi avantajlarıdır (Jin ve ark., 2004).

Mekanik dayanıklılık dental restorasyonların klinik başarısını kontrol eden önemli bir faktördür. Pratik koşullarda birçok restorasyonda basma, çekme ve makaslama streslerinin etkisiyle karmaşık stres dağılımları gözlenmektedir. Bir materyalin içerisinde tek tipte saf bir stres oluşturmak oldukça zordur. Eğme testlerinin en önemli avantajı örneklerin bir yüzeyinde saf çekme (tensile) stresi oluşturabilmeleridir (Ban ve Anusavice, 1990).

2.5.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri

Tek eksenli eğme testleri 3 nokta ve 4 nokta eğme testleridir.

2.5.1.1.1. 3 Nokta Eğme Testi

Bu test düzeneğinde hazırlanan dikdörtgen şeklindeki örnek, alt kısmından uzaklıkları 12 - 40 mm ($\pm 0,5$ mm); çapları 1,5 – 5 mm (± 0.2 mm) arasında değişen iki uçla desteklenmektedir. Örnek üzerinde alt desteklerin tam ortasına gelecek şekilde; çapı 1,5-5 mm (± 0.2 mm) arasında değişen üçüncü bir uçla örnek kırılana kadar kuvvet uygulanarak eğme dayanımı hesaplanmaktadır (ISO, 2008).

Üç nokta eğme dayanımı (σ) aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2wb^2}$$

P newton cinsinden kırılma kuvvetini, l mm cinsinden destekleyici uçların merkezleri arasındaki uzaklığı, w mm cinsinden örnek genişliğini ve b mm cinsinden örnek kalınlığını sembolize etmektedir (ISO, 2008).

3 nokta eğme testi basit örnek hazırlığı dolayısıyla sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak uygun olmayan örnek şekli ve yüzey pürüzlülüğü sonuçları etkileyebilmektedir. Örnek boyutu, kalınlık/uzaklık oranı (b/l), üretim yöntemi ve tipi ve yükleme süresi de test sonuçlarını etkileyebilmektedir (Sadighpour, Geramipanh, & Raeesi, 2006). Kalınlık/uzunluk oranının (b/l) 0.1'den küçük olması önerilmektedir (ISO, 2008).

2.5.1.1.2. 4 Nokta Eğme Testi

4 nokta eğme testi, daha geniş bir alana kuvvet uygulayabilmek amacıyla tasarlanmıştır (Zeng ve ark 1998). Bu test yönteminde, örneğe üst kısımdan, merkezleri arasındaki uzaklık (l); destekleyici uçların merkezleri arasındaki uzaklığın (L) $1/2$ 'i oranında olan iki uçla kuvvet uygulanır (ISO, 2008).

Çapları 1,5 – 5 mm (± 0.2 mm) arasında değişen destekleyici uçlar, merkezleri arası uzaklık 16 - 40 mm ($\pm 0,5$ mm) olacak şekilde konumlandırılmalıdır. Destekleyici ve kuvvet uygulayıcı uçlar güçlendirilmiş çelik veya sertliği 40 HRC'nin (Rockwell C skalası) üzerinde olan bir materyalden yapılmalıdır. Kuvvet uygulayan uçlar

merkezleri arasındaki uzaklık 8-20 mm (± 0.2 mm) olacak şekilde konumlandırılmalıdır. Test düzeneğinde iki ucun da eşit kuvvetler uygulayacak şekilde konumlandırılması sağlanmalıdır (ISO, 2008).

Dört nokta eğme dayanımı aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır:

$$\sigma = \frac{3PL}{4wb^2}$$

P newton cinsinden kırılma kuvvetini, L mm cinsinden destekleyici uçların merkezleri arasındaki uzaklığı, w mm cinsinden örnek genişliğini ve b mm cinsinden örnek kalınlığını sembolize etmektedir (ISO, 2008).

4 nokta eğme testinde stres dağılımı geliştirilmiştir. Kuvvet uygulayan iki ucun arasındaki bölgede homojen bir stres alanı oluşmaktadır. Test kenar kırıklarına, yüzey pürüzlülüğüne ve örnek boyutlarına yüksek oranda hassasiyet göstermektedir (Sadighpour ve ark., 2006).

2.5.1.2. İki Eksenli Eğme Testleri

2.5.1.2.1. Biaksiyal Eğme Testi

Tek eksenli eğme testleri daha çok geniş örneklerin kullanıldığı mühendislik materyalleri için tasarlanmıştır. Bu testlerde örnek kenarlarında, başarısızlık değerlerini etkileyebilen istenmeyen kenar kırıkları oluşabilmektedir. Örnek boyutu, şekli ve hacminin sonuçlar üzerindeki etkisi endişesi dolayısıyla biaksiyal eğme testleri, dental seramikler için olan ISO standartları arasına eklenmiştir (Ban ve Anusavice, 1990; Sadighpour ve ark., 2006).

Biaksiyal eğme testi için çeşitli test düzenekleri mevcuttur;

- Halka üzerinde halka
- Halka üzerinde piston
- Halka üzerinde top
- Top üzerinde halka
- Üç top üzerinde piston
- Yay üzerinde çember (Ban ve Anusavice, 1990).

2.5.2. Çekme Testi

Çekme testinde simante edilen örneklerin ara yüzeyine birbirinden ayrılana kadar, 180°'lik bir açıyla seyreden çift taraflı birbirine zıt yönde kuvvet uygulanır (Burrow, ve ark.,2004). Geleneksel çekme testi, örnek hazırlığının zorluğu ve örneklere tutucu parça hazırlığı sebebiyle, kırılğan materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için nadiren kullanılır (Bowen ve Rodriguez, 1962). Bununla birlikte bağlanan materyallerin özelliklerindeki değişikliğe bağlı oluşan kompleks stres dağılımı farklı başarısızlık modları ortaya çıkarabilir (Sadighpour ve ark., 2006; Van Noort ve ark.,1989). Bu test için örnek hazırlığı esnasında bağlantı ara yüzeyinde mikro çatlak oluşma olasılığı bulunmaktadır (Phrukkanon ve ark.,1998).

2.5.3. Mikro Çekme Testi

Mikro çekme testi, 1994 yılında Sano ve ark. tarafından (Sano et al., 1994), geleneksel çekme testinde gözlenen ara yüzeydeki kompleks stres dağılımını elimine etmek ve ara yüzde bulunan defektlerin etkisini azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Della-Bona, 2005). Mikro çekme testinde kullanılan örnekler ara yüzeyde uniform geometriye sahiptir. Bağlanma yüzeyinin 1 mm² kadar küçük olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyinde daha homojen stres dağılımının oluşmasını sağlar, internal defekt ve çatlak oluşma olasılığı da daha düşüktür (Sano ve ark., 1994; El Zohairy ve ark., 2004).

2.5.4. Makaslama Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu test yönteminde farklı materyallerden oluşan iki örnek arasındaki bağlantı bölgesine ayrılma oluşana kadar makaslama kuvveti uygulanır. Kırılma esnasında gözlenen kuvvet bağlantı yüzey alanına bölünerek makaslama bağ dayanımı elde edilir (Aboushelib ve ark., 2006; Saito ve ark., 2010).

Makaslama testleri sırasında adeziv ara yüzeyde oluşan kuvvetler uniform olmayan stres dağılımı ortaya çıkarır. Bu durum oluşabilecek başarısızlık tipini etkileyebilmektedir (Van Noort ve ark., 1989). Makaslama kuvvetiyle birlikte yükleme alanının çevresinde yüksek stres konsantrasyonları meydana gelir (DeHoff

ve ark., 1995). Buna ek olarak eğilme momentine bağılı olarak ara yüzde gerilme stresi de gözlenir (Shiau ve ark., 1993).

2.5.5. Mikro Makaslama Testi

Örneklerin bağlantı bölgesindeki adeziv ara yüzeyin 1 mm² veya daha küçük hazırlanabildiği test yöntemidir. Test yöntemi geleneksel makaslama testinde olduğu gibi uygulanır. Bu yöntemde yüzey alanı küçüldüğü için ara yüzeyde oluşan kompleks stres dağılımı azaltılır (Braga ve ark., 2010, Scherrer S ve ark., 2010).

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey hazırlama işlemlerinin; rezin siman-CAD/CAM hibrit ve seramik blok bağlantı değerlerine etkisini dört nokta eğme testi yöntemiyle araştırmaktır. Çalışmanın Ho hipotezi; uygulanan yüzey hazırlık işlemlerinin ve restoratif materyal tipinin bağlantı değerlerini etkilemeyeceği yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 4 çeşit CAD/CAM blok materyalinden elde edilen örneklere, kontrol ve dört farklı yüzey hazırlık işlemi uygulanmasının ardından, dual yolla sertleşen rezin simanla bağ dayanımı dört nokta eğme test yöntemi kullanılarak *in vitro* olarak incelendi.

Araştırma, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Kliniği, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan materyaller ve kimyasal içerikleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve kimyasal içerikleri

Marka Adı	Üretici Firma	Kimyasal İçerik
Lava Ultimate (Rezin nano seramik blok)	(3M/ESPE, St Paul, Minnesota, ABD)	%80 nanoseramik, %20 rezin, silika nanomerleri (20 nm), zirkonya nanomerleri (4-11 nm), nanogrup partikülleri (0.6-10 µm), silan bağlantı ajanı
Vita Mark II (feldspatik blok)	(Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya)	Feldspatik cam seramik
IPS e.max CAD (lityum disilikat blok)	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Camsı matrikse gömülmüş lityum disilikat kristalleri
Vita Enamic (interpenetrasyon faz kompozit blok)	(Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya)	akrilat polimer (%14), seramik ağ (% 86)
Single Bond Universal (Silan İçerikli Adeziv)	(3M/ESPE, St Paul, Minnesota, ABD)	MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar, silan
Variolink N (adeziv siman)	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Baryum cam doldurucu, dimetakrilatlar, dağılan silika, yittriyumtriflorid, başlatıcılar ve stabilizörler, pigmentler
Bisco (porselen asidi)	(Bisco, Schaumburg, Illinois, ABD)	% 9.5 hidroflorik asit

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak dört materyale ait CAD/CAM bloklarının düşük hızlı hassas kesme cihazına (Micracut 201, Metkon, Osmangazi, Bursa, Türkiye) (resim 1) doğru konumda bağlanabilmesi için özel olarak bir aparat hazırlandı (resim 2). Bu şekilde blokların uzun eksenini ve kesme diski (Metkon, Osmangazi, Bursa, Türkiye) paralel hale getirilmiş oldu.



Resim 1. Hassas kesme cihazı.



Resim 2. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi için hazırlanan tutucu aparat.

Kesim işleminin doğru bir şekilde gerçekleştirildiğinden emin olmak için bir CAD/CAM bloğundan silikon ölçü maddesi (Zetaflow Putty, Zhermack, İtalya) ile ölçü alınarak otopolimerizan akrilik rezinden (Vertex Orthoplast, Hollanda) bir kopya (resim 3) oluşturuldu. Elde edilen blok kopyası özel olarak üretilen tutucu aparatla birleştirildikten sonra hassas kesme cihazına yerleştirilerek kesildi (resim 4). Bu şekilde tutucunun hatalı bölümleri belirlenerek düzetildi. Daha sonra örneklerin düzgün bir şekilde elde edilebildiği doğrulandı.

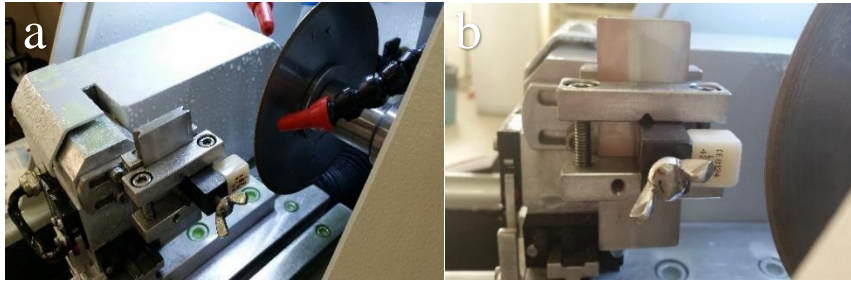


Resim 3. Otopolimerizan akrilik rezinden elde edilen örnek kopyası.



Resim 4. Tutucu aparata yerleştirilen blok kopyasının cihaza yerleştirilmesi.

Tutucu aparatla sabitlenen CAD/CAM blokları uzun aksları elmas kesme diskinde paralel olacak şekilde hassas kesme cihazına yerleştirildi (resim 5a ve b).

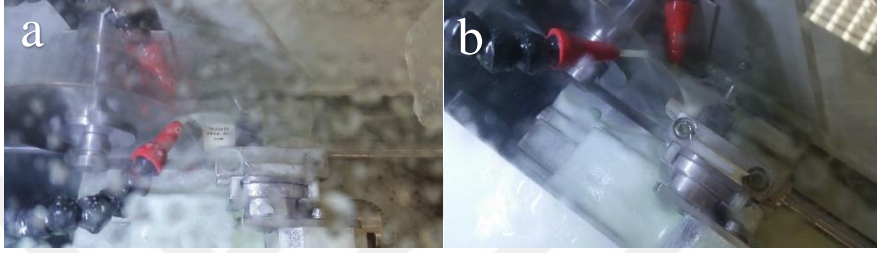


Resim 5a ve b. Dikey pozisyonda yerleştirilen bloğun cihazdaki konumu.

Bloklar sırayla, cihaz 300 devir/dk hızda (resim 6) ve su soğutması altında (resim 7a ve b) çalıştırılarak 4 mm kalınlığında dilimlere ayrıldıktan sonra 90° çevrilerek 1.2 mm kalınlığında dilimlere ayrıldı (resim 8).



Resim 6. Hassas kesme cihazının devir hızı.

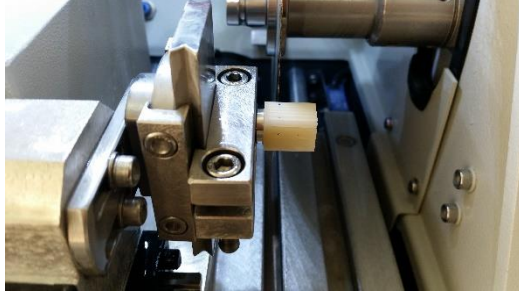


Resim 7a ve b. Hassas kesme cihazının su soğutması altında çalıştırılması.



Resim 8. Dikey yönde dilimlere ayrılan blok.

Daha sonra blok tutucu aparatından çıkartılarak kesme cihazının mengenesine uzun aksı kesme diskine dik olacak şekilde yerleştirilerek 12 mm uzunluğunda kesildi (resim 9).



Resim 9. Kesme diskine dik yönde yerleştirilen blok.

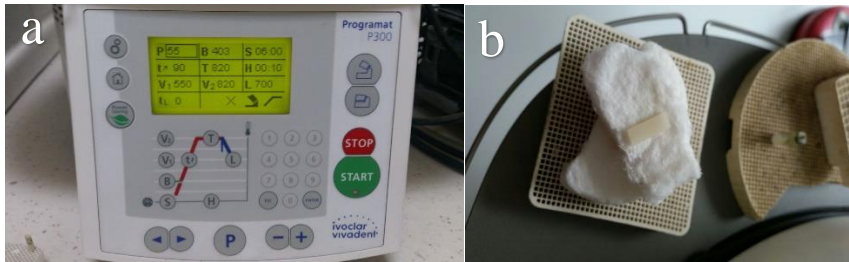
Her materyalden “4 × 1.2 × 12” mm boyutlarında 100 örnekten toplam 400 örnek elde edildi (Resim 10).



Resim 10. Hazırlanan örnekler.

3.1.1. Lityum Disilikat Örneklerin Kristalizasyonu

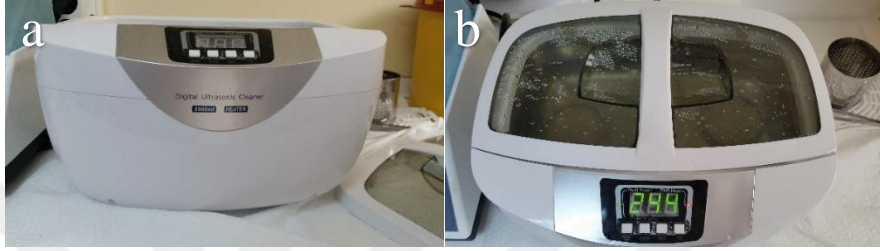
Bar şeklindeki lityum disilikat örnekler üretici talimatları doğrultusunda ısıyı maksimum 820 °C olacak şekilde 16 dk porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalize edildi (resim 11a ve b).



Resim 11. a) e.max örneklerin kristalizasyonunda kullanılan porselen fırını; b) kristalizasyonu gerçekleştirilmiş bir örnek.

3.1.2. Ultrasonik Temizlik

Hazırlanan örnekler oda ısısında ultrasonik temizleyicide (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP-4820, China) 15 dk süreyle temizlendi (resim 12 a ve b). Temizlenen örnekler daha sonra steril bir preselle steril spanç üzerine yerleştirilip kurutuldu ve steril metal kutulara yerleştirildi.



Resim 12 a ve b. Örneklerin ultrasonik temizleme işlemi.

3.2. Yüzey Hazırlık İşlemleri

Kontrol ve dört farklı yüzey hazırlık işleminin her birinde 10'ar örnek (n= 10, uç uca simante edilen 20 örnek) olacak şekilde, her biri toplam 50'şer örnekten oluşan 4 ana materyal grubu (N=200) oluşturuldu (Tablo 3).

Tablo 3. Materyal ana grupları ve uygulanan yüzey işlemleri alt grupları.

	<i>Kontrol</i> (C)	<i>Asit (A)</i>	<i>Asit+Silan</i> <i>İçerikli</i> <i>Adeziv (AS)</i>	<i>Kumlama</i> (K)	<i>Kumlama+Silan</i> <i>İçerikli</i> <i>Adeziv (KS)</i>
<i>e.max CAD</i> (E)	n = 10 (E-C)	n = 10 (E-A)	n = 10 (E-AS)	n = 10 (E-K)	n = 10 (E-KS)
<i>Lava Ultimate</i> (U)	n = 10 (U-C)	n = 10 (U-A)	n = 10 (U-AS)	n = 10 (U-K)	n = 10 (U-KS)
<i>Mark II (M)</i>	n = 10 (M-C)	n = 10 (M-A)	n = 10 (M-AS)	n = 10 (M-K)	n = 10 (M-KS)
<i>Vita Enamic</i> (V)	n = 10 (V-C)	n = 10 (V-A)	n = 10 (V-AS)	n = 10 (V-K)	n = 10 (V-KS)

Hazırlanan tüm örneklere aşağıdaki yüzey işlemleri uygulandı:

3.2.1. Kontrol Grubu (C)

Kontrol grubunda yer alan örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Asitle Pürüzlendirme (A)

Uç uca simante edilecek her bir örneğin simantasyon uygulanacak yüzeyine üretici firmanın talimatları doğrultusunda; E grubundaki örneklere 20 s, V ve M gruplarındaki örneklere 60'ar s %9.5'luk hidroflorik asit (Bisco, Schaumburg, Illinois, ABD) uygulaması yapıldı (resim 1). U grubunda üreticinin asitleme önerisi olmaması dolayısıyla cam seramikler için önerilen 60 s hidroflorik asit uygulaması yapıldı. Asitleme yapılan örnekler 60 s basınçlı suyla yıkanarak hava spreyi ile kurutuldu.



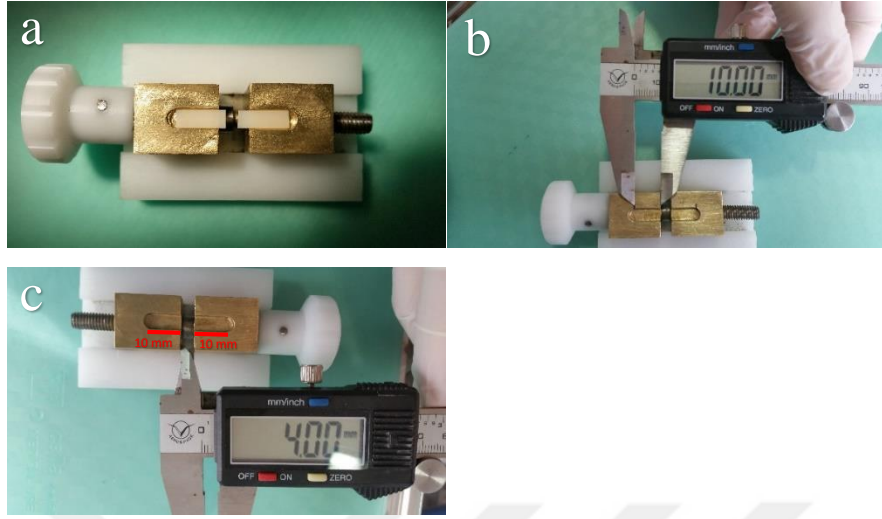
Resim 13. Örnekler üzerine asit uygulama işlemi.

3.2.3. Asit + Silan İçerikli Adeziv (Single Bond Universal) Grubu (AS)

Bu grupta yer alan tüm örneklere asitle pürüzlendirme grubunda olduğu gibi asit uygulaması yapıldıktan sonra, örneklerin simantasyon yüzeylerine ince bir tabaka Single bond universal homojen bir şekilde 20 s boyunca aplikatör ile uygulandı. Üretici firma talimatları doğrultusunda 5 s hava ile kurutulduktan sonra, 10 s boyunca ışık (T Led, Elca Technologies, Imola, Italy) uygulandı.

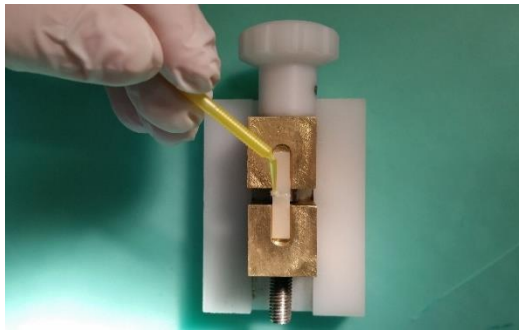
3.2.4. Kuşlama Grubu (K)

Kuşlama cihazında (Renfert GmbH, ABD) 1.25 mm çapında püskürtücü bir uç ve 50 µm'lik Al₂O₃ kumu kullanılarak, örneklerin simantasyon yüzeyine dik olacak şekilde 2,8 bar basınçla ve 10 mm uzaklıktan 15 s boyunca kuşlama yapıldı (resim 14) (Kıyan ve ark., 2007).



Resim 16. a) Örneklerin karşılıklı olarak kalıba yerleştirilmesi; b) Kalıbın örnek yerleştirilen kısmının uzunluğu; c) Kalıp vidayla sıkıştırıldıktan sonraki kenarları arasındaki uzaklık.

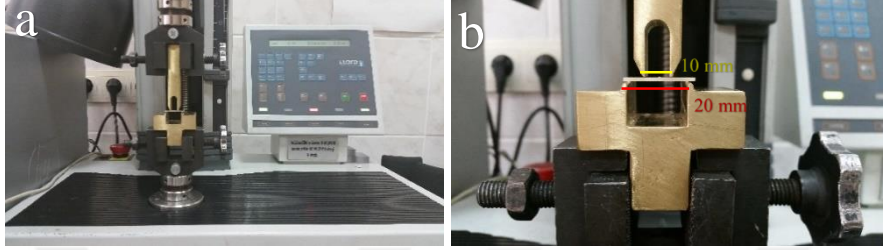
Kalıbın kenarları arasındaki 4 mm'lik mesafe simantasyon işlemi sırasında simanın rahat uygulanmasına ve fazlalıkların kalıba bulaştırılmadan uzaklaştırılabilmesine olanak tanıdı. Rezin siman (Variolink N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aplikatörle her iki örneğe de uygulandıktan sonra kalıbın vidası sıkılarak örnekler birbirine yaklaştırıldı. Siman artıkları temizlendikten sonra (resim 17) rezinin tam polimerizasyonu amacıyla siman uygulanan bölge oksijen inhibisyon jeli (Liquid Strip, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) ile örtüldü ve 40 s ışık (T Led, Elca Technologies, Imola, İtalya) uygulandı.



Resim 17. Siman artıklarının uzaklaştırılması.

3.4. Dört Nokta Eğme Testi

Örneklere dört nokta eğme testi uygulayabilmek için ISO standartları (dental seramikler ISO 6872) doğrultusunda pirinçten hazırlanan bir düzenek bu çalışma için özel olarak üretildi (resim 18 a, b).



Resim 18. a) Test için tasarlanan düzenek; b) Kuvvet uygulayıcı ve destekleyici uçlar arasındaki uzaklık.

Bilgisayar kontrollü evrensel test cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments, Ametec Inc. Berwyn, ABD) kullanılarak dört nokta eğme testi gerçekleştirildi.

Örnekler grup sırasına göre test düzeneğine simantasyon bölgesi kuvvet uygulayan iki uç arasında tam ortada olacak şekilde konumlandırıldı. 1 mm/dk hızla örnekler kırılana kadar kuvvet uygulandı (Resim 19).



Resim 19. Kuvvet uygulanan örnekler.

Kırılma işlemi gerçekleştiği andaki kuvvet Newton cinsinden kaydedildi. Dört nokta eğme dayanımı; “ $3PL / 4wb^2$ ” formülü kullanılarak hesaplandı. P newton cinsinden kırılma kuvvetini, L destekleyici uçların merkezleri arasındaki uzaklığı (20

mm), w örnek genişliğini (4 mm) ve b örnek kalınlığını (1.2 mm) sembolize etmektedir.

3.5. Dört Nokta Eğme Testi Sonrası Kırık Tiplerinin Belirlenmesi

Dört nokta eğme testi sonrası tüm örneklerin yüzeyleri kırık tiplerini belirlemek için, $\times 20$ büyütmede ışık mikroskobu (Leica MZ12, Meyer Ins., ABD) altında incelendi. Örnekler kırık tiplerine göre üç gruba ayrıldı;

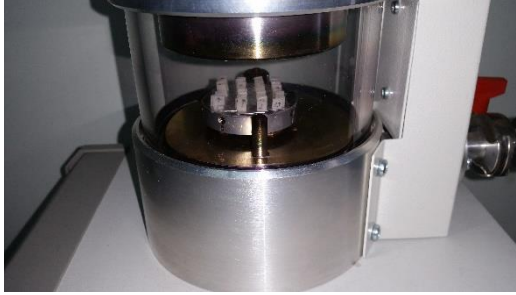
Adeziv: restoratif materyalin yüzeyinin tamamı görülebilir durumdadır;

Koheziv: kırık yüzeyin neredeyse tamamı rezin simanla kaplıdır ve

Karışık: restoratif materyalin bir kısmı ve rezin simanın bir kısmı kırık yüzeyinde izlenebilmelidir.

3.6. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülemesi (SEM)

Her gruptan temsili birer örnek seçilerek metal plaka üzerine yerleştirilip kırık yüzeyleri 10 dk sürede altın ile kaplandı (Emitech, SC7620 'Mini' Sputter Coater, Quorum Technologies, Britanya) (Resim 20). Sonra $\times 500$ büyütmede taramalı elektron mikroskopuyla (Zeiss, Evo L10, Almanya) kırık yüzeylerinin incelemesi yapıldı.



Resim 20. SEM'de incelenecek örneklerin altın ile kaplanması.

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmadan elde edilen verilerin (FPBS değerleri), materyallere (E, U, M, V) ve yüzey işlemlerine (C, A, AS, K, KS) göre farklılık gösterip göstermediği iki yönlü

varyans analizi (two way ANOVA) ile belirlendi. Grup ortalamaları arasındaki farklılıkları belirlemek için ise Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Kırık tipinin materyaller ve yüzey işlemine göre dağılımının değerlendirilmesinde ise ki-kare (chi-square) testi uygulandı. Analiz sonuçları $P < 0.05$ önem seviyesinde anlamlı kabul edildi. Tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 15.0 programı (SPSS; Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.



4. BULGULAR

4.1. Dört Nokta Eğme Testi Bulguları

Dört nokta eğme testinden elde edilen değerlerin iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) sonuçları Tablo 4'te görülmektedir.

Bu sonuçlara göre bağlantı değerlerinin uygulanan yüzey işlemi ve CAD/CAM restoratif materyalin tipinden istatistiksel olarak anlamlı oranda etkilendiği belirlenmiştir ($p < 0.001$).

Tablo 4. İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

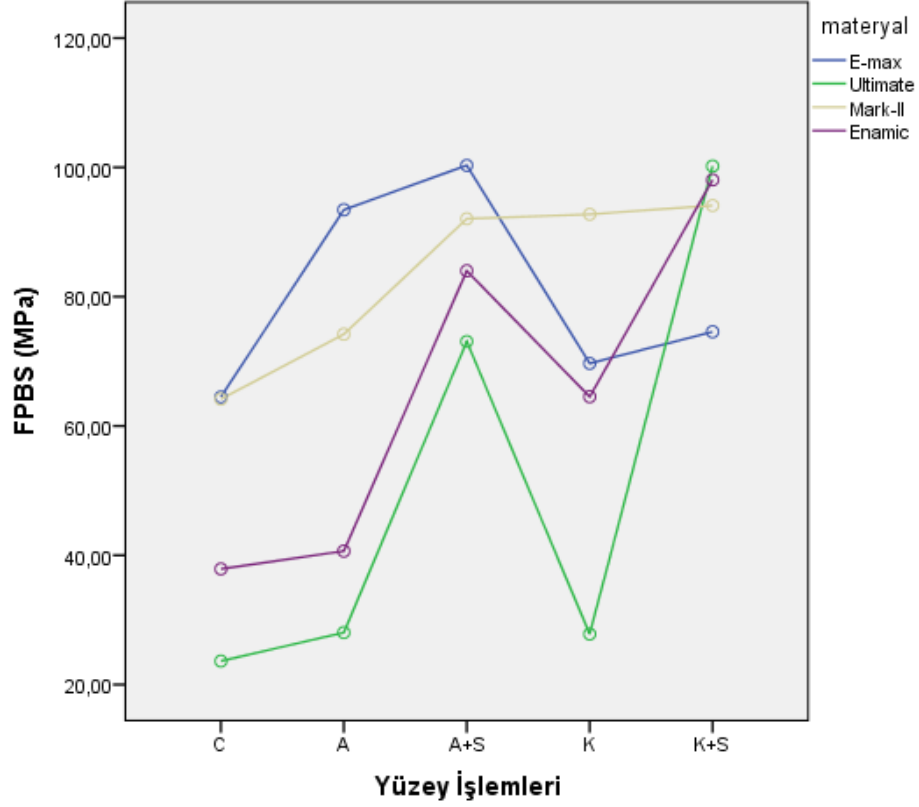
	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Restoratif Materyal Tipi	34700.641	3	11566.880	68.433	.000
Yüzey İşlemleri	57470.113	4	14367.528	85.003	.000
Materyal * yüzey işlemi	34542.117	12	2878.510	17.030	.000
Hata	30424.294	180	169.024		
Toplam	1133746.487	200			

Örneklere uygulanan dört nokta eğme testi sonrası elde edilen ortalama FPBS (dört nokta eğme dayanımı) (MPa) değerleri ve standart sapmalar (SS) Tablo 5'te ve Grafik 1'de gösterilmiştir.

Tablo 5. Farklı yüzey işlemi uygulanan CAD/CAM restoratif materyalleri ile rezin siman örneklerinden elde edilen dört nokta eğme bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri.

	<i>E (e.max CAD)</i>	<i>U (Lava Ultimate)</i>	<i>M (Mark II)</i>	<i>V (Vita Enamic)</i>	<i>Toplam</i>
<i>C (kontrol)</i>	64.48±10.3 ^d	23.63±9.0^e	64.16±11.6 ^d	37.88±17.6 ^e	47.54±21.4 ^β
<i>A (asit)</i>	93.43±20.7 ^{abc}	28.04±8.9 ^e	74.20±5.7 ^{bcd}	40.65±14.2 ^e	59.08±29.4 ^α
<i>AS (asit+silan içerikli adeziv)</i>	100.31±10.7^a	73.07±10.8 ^{cd}	92.05±15.7 ^{abc}	84.00±11.5 ^{a-d}	87.35±15.6 [¥]
<i>K (kumlama)</i>	69.67±8.7 ^d	27.81±7.7 ^e	92.74±13.4 ^{abc}	64.53±18.7 ^d	63.68±26.6 ^α
<i>KS (kumlama+silan içerikli adeziv)</i>	74.57±9.3 ^{bcd}	100.19±19.7 ^a	94.10±12.3 ^{ab}	98.06±9.3 ^a	91.72±16.4 [¥]
<i>Toplam</i>	80.49±18.6 [*]	50.54±33.1 [†]	83.44±16.9 [*]	65.02±27.7 ^Φ	

Farklı harf, rakam ve semboller grup ortalamaları arasındaki farklılıkları göstermektedir ($P<0.001$).



Grafik 1. E, U, M ve V grupları ve her yüzey işlemi alt grubunun ortalama FPBS değerleri.

Yüzey işlemleri arasındaki fark; A (59.08 ± 29.4) ve K (63.68 ± 26.6) gruplarına göre, AS (87.35 ± 15.6) ve KS (91.72 ± 16.4) grupları için anlamlı oranda yüksek; C (47.54 ± 21.4) grubu için anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p < 0.001$). A (59.08 ± 29.4) ve K (63.68 ± 26.6) grupları ($p = 0.509$) ve AS (87.35 ± 15.6) ve KS (91.72 ± 16.4) grupları ($p = 0.512$) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Silan içerikli adeziv uygulaması özellikle rezin-seramik esaslı materyallerde bağlantı değerlerini anlamlı oranda arttırmıştır ($p < 0.001$). Feldspatik seramik ve lityum disilikat örneklerin olduğu gruplarda bu durumun tam tersi söz konusudur.

Ortalama FPBS değerleri incelendiğinde materyaller arasındaki fark; V (65.02 ± 27.7) grubuna göre E (80.49 ± 18.6) ve M (83.44 ± 16.9) grubu için anlamlı oranda yüksek ve U (50.54 ± 33.1) grubu için anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p < 0.001$). E (80.49 ± 18.6) ve M (83.44 ± 16.9) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0.668$).

4.1.1. Kontrol Grubu (C)

C grubuna ait FPBS değerleri incelendiğinde materyal ana gruplarında; E (64.48±10.3) ve M (64.16±11.6) gruplarına ait değerler, U (23.63± 9.0) ve V (37.88±17.6) gruplarına ait değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$).

Materyal gruplarından bağımsız olarak C (47.54±21.4) grubu ile A (59.08±29.4); K (63.68±26.6); AS (87.35±15.6) ve KS (91.72±16.4) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$).

E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında C grubu, en düşük FPBS değerlerinin (64.48±10.3) görüldüğü grup olmuştur. E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında C (64.48±10.3) grubuna ait değerler; A (93.43±20.7) ve AS (100.31±10.7) grubunun değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuş ($p<0.001$); K (69.67±8.7) ve KS (74.57±9.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.086$).

U materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında C (23.63±9.0) grubunun; A (28.04±8.9) ve K (27.81±7.7) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ($p=0.285$); AS (73.07±10.8) ve KS (100.19±19.7) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p<0.001$).

M materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında C grubu en düşük FPBS değerlerinin (64.16±11.6) görüldüğü grup olmuştur. AS (92.05±15.7), K (92.74±13.4) ve KS (94.10±12.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p<0.001$); A grubu (74.20±5.7) ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.086$).

V materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında C (37.88±17.68) grubunun değerleri; AS (84.00±11.53), K (64.53±18.74) ve KS (98.06±9.33) gruplarının değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuş ($p<0.001$); A (40.65±14.29) grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.285$).

4.1.2. Asitle Pürüzlendirme Grubu (A)

A grubuna ait FPBS değerleri incelendiğinde materyal ana gruplarında; E (93.43±20.7) ve M (74.20±5.7) gruplarına ait değerler U (28.04±8.9) ve V (40.65±14.2) gruplarına ait değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$).

Materyal gruplarından bağımsız olarak A (59.08±29.4) grubuna ait değerler C (47.54±21.4) grubuna göre anlamlı oranda yüksek; AS (87.35±15.6) ve KS (91.72±16.4) grubuna göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p<0.001$). A (59.08±29.4) grubu ve K (63.68±26.6) grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.509$).

E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında A grubunun değerleri (93.43±20.7); C (64.49±10.33) ve K (69.67±8.7) gruplarının değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$). A grubunun (93.43±20.7); AS (100.31±10.7) ve KS (74.57±9.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.084$).

U materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında A (28.04±8.9) grubunun, C (23.63±9.0) ve K (27.81±7.7) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.285$). A (28.04±8.9) grubunun değerleri; AS (73.07±10.8) ve KS (100.19±19.7) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p<0.001$).

M materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında A (74.20±5.7) grubunun; C (64.16±11.6), AS (92.05±15.7), K (92.74±13.4) ve KS (94.10±12.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.066$).

V materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında A (40.65±14.2) grubunun C (37.88±17.6) grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ($p=0.285$); AS (84.00±11.5), K (64.53±18.7) ve KS (98.06±9.3) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p<0.001$).

4.1.3. Asit + Silan İçerikli Adeziv (Single Bond Universal) Grubu (AS)

AS grubuna ait FPBS değerleri incelendiğinde materyal ana gruplarında; U (73.07±10.8) grubunun değerleri, E (100.31±10.7) grubunun değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p<0.001$). U (73.07±10.8) grubunun; M (92.05±15.7) ve V (84.00±11.5) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.066$). E (100.31±10.7) grubunun; M (92.05±15.7) ve V (84.00±11.5) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.362$).

Materyal gruplarından bağımsız olarak AS (87.35±15.6) grubuna ait değerler; C (47.54±21.4); A (59.08±29.4) ve K (63.68±26.6) gruplarına göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$). AS (87.35±15.6) ve KS (91.72±16.4) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.512$).

E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında AS (100.31±10.7) grubu en yüksek değerlere sahip grup olmuştur ve A (93.43±20.7) grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.362$). C (64.48±10.3), K (69.67±8.7) ve KS (74.57±9.3) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$).

U materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında AS (73.07±10.8) grubunun değerleri KS (100.19±19.7) grubuna göre anlamlı oranda düşük ($p<0.001$); C (23.63±9.0), A (28.04±8.9) ve K (27.81±7.7) gruplarına göre ise anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$).

M materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında AS (92.05±15.7) grubunun değerleri C (64.16±11.6) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$). A (74.20±5.7), K (92.74±13.4) ve KS (94.10±12.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.084$).

V materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında AS (84.00±11.5) grubunun değerleri C (37.88±17.6) ve A (40.65±14.2) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0.001$). K (64.53±18.7) ve KS

(98.06±9.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.362).

4.1.4. Kumlama Grubu (K)

K grubuna ait FPBS değerleri incelendiğinde materyal ana gruplarında M (92.74±13.4) grubu en yüksek değerlerin olduğu gruptur. M grubunun, E (69.67±8.7), U (27.81±7.7) ve V (64.53±18.7) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.001).

Materyal gruplarından bağımsız olarak K (63.68±26.6) grubuna ait değerler C (47.54±21.4) grubuna göre anlamlı oranda yüksek; AS (87.35±15.6) ve KS (91.72±16.4) grubuna göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0.001). K (63.68±26.6) grubu ve A (59.08±29.4) grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.509).

E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında K (69.67±8.7) grubunun değerleri; A (93.43±20.7) ve AS (100.31±10.7) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0.001). C (64.48±10.3) ve KS (74.57±9.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.086).

U materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında K (27.81±7.7) grubunun değerleri ile C (23.63±9.0) ve A (23.63±9.0) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır (p=0.285). AS (73.07±10.8) ve KS (100.19±19.7) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0.001).

M materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında K (92.74±13.4) grubu ile A (74.20±5.7), AS (92.05±15.7) ve KS (94.10±12.3) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız (p=0.066), C (64.16±11.6) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (p<0.001).

V materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında K (64.53±18.7) grubu ile AS (84.00±11.5) grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır (p=0.086). K grubuna ait değerler; C (37.88±17.6) ve A (40.65±14.2) gruplarına göre anlamlı oranda yüksek, KS (98.06±9.3) grubuna göre ise anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0.001).

4.1.5. Kumlama + Silan İçerikli Adeziv (Single Bond Grubu) Grubu (KS)

KS grubuna ait FPBS değerleri incelendiğinde materyal ana gruplarında U (100.19±19.7) grubu en yüksek değerlere sahip grup olmuştur ve bu grubun M (94.10±12.3) ve V (98.06±9.3) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.362). U (100.19±19.7) ve E (74.57±9.3) grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.001).

Materyal gruplarından bağımsız olarak KS grubuna ait değerler; C (47.54±21.4); A (59.08±29.4) ve K (63.68±26.6) gruplarına göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (p<0.001). KS (91.72±16.4) ve AS (87.35±15.6) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.512).

E materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında KS (74.57±9.3) grubu ile C (64.48±10.3), A (93.43±20.7) ve K (69.67±8.7) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.086). AS (100.31±10.7) grubuna göre değerleri anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0.001).

U materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında KS (100.19±19.7) grubu en yüksek değerlere sahip gruptur ve C (23.63±9.0), A (28.04±8.9), AS (73.07±10.8) ve K (27.81±7.7) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (p<0.001).

M materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında KS (94.10±12.3) grubunun değerleri, C (64.16±11.6) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (p<0.001). A (74.20±5.7), AS (92.05±15.7) ve K (92.74±13.4) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.084).

V materyal ana grubuna ait yüzey işlemleri arasında KS (98.06±9.3) grubu en yüksek değerlere sahip grup olmuştur. C (37.88±17.6), A (40.65±14.2) ve K (64.53±18.7) gruplarına göre değerleri istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (p<0.001). AS (84.00±11.5) grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır (p=0.362).

4.2. Kırık Tiplerinin Materyal Ve Yüzey İşlemlerine Göre Dağılımı

Dört nokta eğme testi sonrasında tüm örneklerin kırık yüzeyleri ışık mikroskobu (Leica MZ12, Meyer Ins., ABD) altında incelenmiştir. Buna göre belirlenen kırık tiplerinin dağılımı Tablo 6’da görülmektedir.

Tablo 6. Kırık tiplerinin dağılımı (adeziv/koheziv/kombine).

	C	A	AS	K	KS
E (e.max CAD)	7/0/3	1/6/3	0/8/2	4/1/5	4/1/5
U (Lava Ultimate)	9/0/1	6/0/4	2/5/3	7/1/2	1/6/3
M (Mark II)	5/0/5	1/5/4	1/6/3	2/4/4	0/5/5
V (Vita Enamic)	6/1/3	4/0/6	0/6/4	3/4/3	2/7/1

Ki-kare (Chi-square) istatistiksel analizi ve Fisher’s Exact Testi sonuçlarına göre; görülen kırık tiplerinin dağılımı ile uygulanan yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p<0.05$). Kullanılan materyal tipi ve görülen kırık tipi arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir ($p=0.610$). Materyal tipine göre gözlenen kırık tipi dağılım yüzdeleri Tablo 7’de, yüzey işlemlerine göre gözlenen kırık tipi dağılım yüzdeleri Tablo 8’de görülmektedir.

Tablo 7. Kullanılan materyal tipine göre gözlenen kırık tipi dağılım yüzdeleri

Materyal	Kırık Tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
E (e.max CAD)	32.0%	32.0%	36.0%
U (Lava Ultiamate)	50.0%	24.0%	26.0%
M (Mark II)	18.0%	40.0%	42.0%
V (Vita Enamic)	30.0%	36.0%	34.0%
Toplam	32.5%	33.0%	34.5%

Tablo 8. Uygulanan yüzey işlemine göre kırık tipi dağılım yüzdeleri.

Yüzey İşlemi	Kırık Tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
<i>C (kontrol)</i>	67.5%	2.5%	30.0%
<i>A (asit)</i>	30.0%	27.5%	42.5%
<i>AS (asit+silan içerikli adeziv)</i>	7.5%	62.5%	30.0%
<i>K (kumlama)</i>	40.0%	25.0%	35.0%
<i>KS (kumlama+silan içerikli adeziv)</i>	17.5%	47.5%	35.0%
<i>Toplam</i>	32.5%	33.0%	34.5%

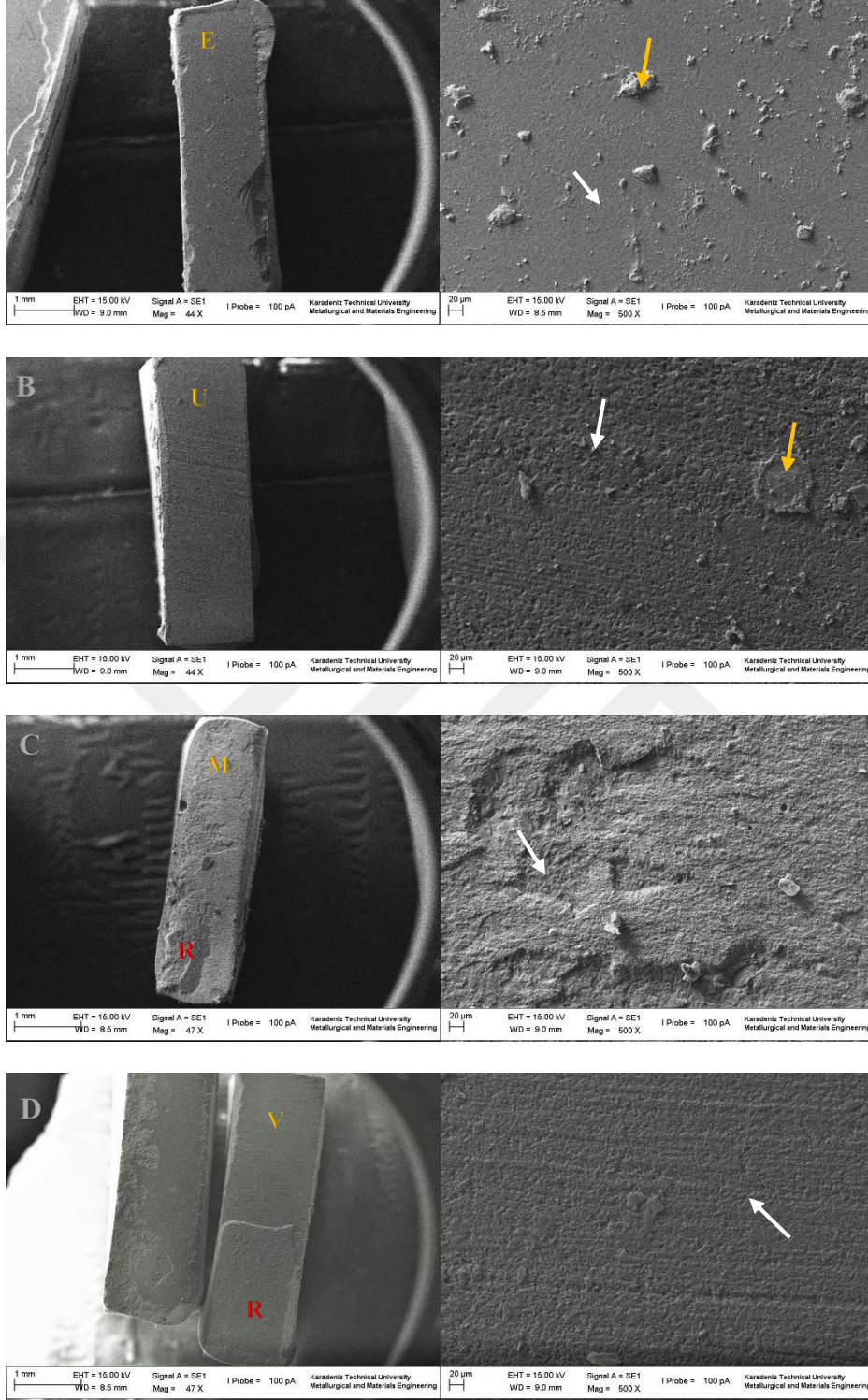
4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları

Her gruptan temsili olarak seçilen birer örneğin kırık yüzeyi altın ile kaplandıktan (Emitech, SC7620 ‘Mini’ Sputter Coater, Quorum Technologies, Britanya) sonra; $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede SEM (Zeiss, Evo L10, Almanya) ile incelendi. Dört ana materyale ait 5 farklı yüzey işlemi için de birer örnek hazırlanarak, yüzey işlemi uygulanan yüzeylerin özelliklerini belirlemek için altın ile kaplandıktan sonra $\times 1000$ büyütmede SEM ile incelendi.

4.3.1. Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

4.3.1.1. Kontrol Grubu (C)

C grubundaki E, U, M ve V materyal gruplarına ait SEM görüntülerinde, hiçbir yüzey işlemi uygulanmadan simante edilmiş örneklerin kırık yüzeyleri $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede görülmektedir (Resim 21 A-D).



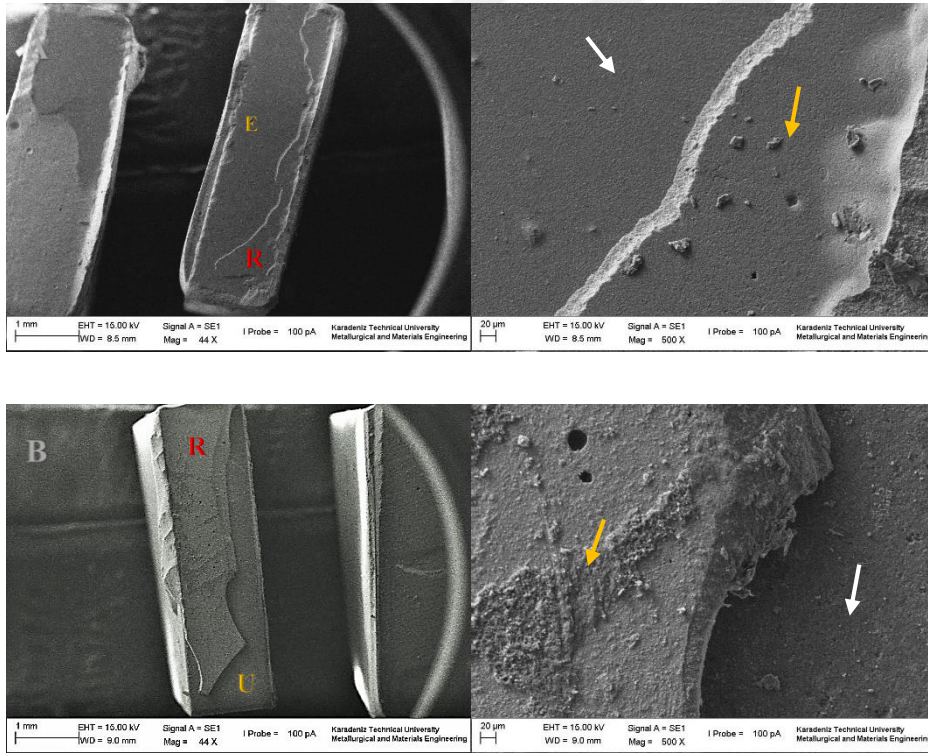
Resim 21 (A-D). E, U, M ve V materyallerinin C grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri. A; B) adeziv kırık; C; D) karışık kırık. Beyaz oklar materyali, sarı oklar rezin simanı göstermektedir (R=rezin siman).

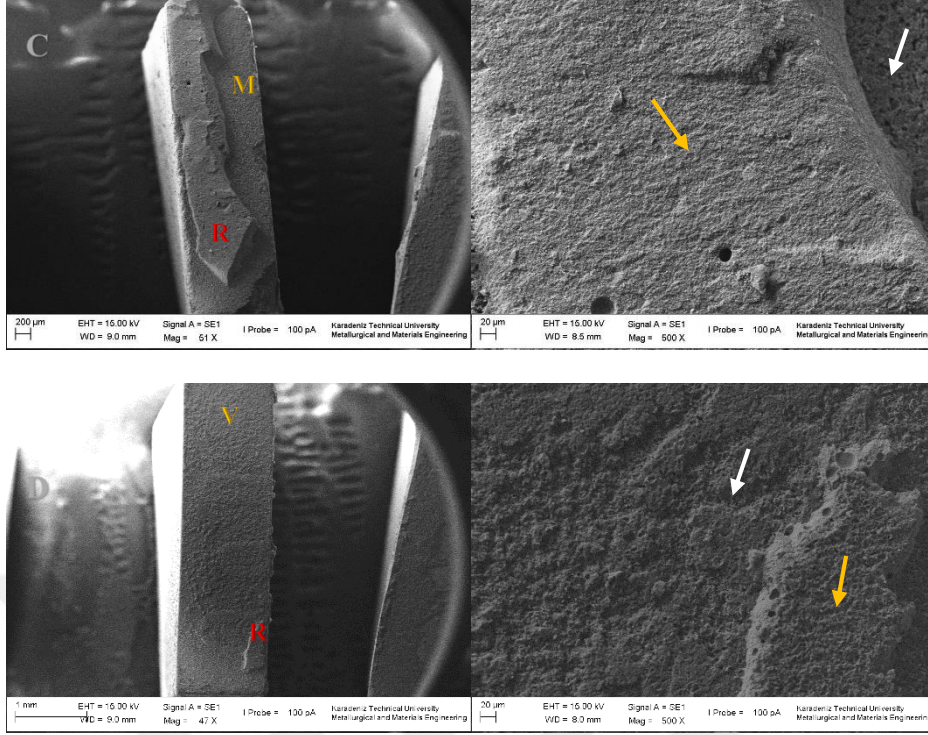
C grubuna ait SEM’de incelenen E ve U grubuna ait örneklerin yüzeyinde adeziv tipte kırık gözlenmiştir. $\times 47$ büyütmede, E ve U gruplarına ait yüzeylerde

simanın tamamının materyalin yüzeyinden ayrılmış olduğu görülmektedir. Ancak $\times 500$ büyütmede E ve U gruplarına ait örneklerin yüzeyinde rezin siman partiküllerine rastlanılmıştır (Resim 21 A-B). M ve V grubuna ait örnekte rezin simanın bir kısmı materyalin yüzeyinde izlenmektedir. Bu örneklerde karışık tipte kırık oluştuğu belirlenmiştir. M ve V gruplarına ait örneklerin $\times 500$ büyütme görüntülerinde materyallerin yüzeyi izlenebilmektedir (Resim 21 C-D).

4.3.1.2. Asitle Pürüzlendirme Grubu (A)

A grubundaki E, U, M ve V materyal gruplarına ait SEM görüntülerinde, asitle pürüzlendirme işlemi uygulandıktan sonra simante edilmiş örneklerin kırık yüzeyleri $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede görülmektedir (Resim 22 A-D).



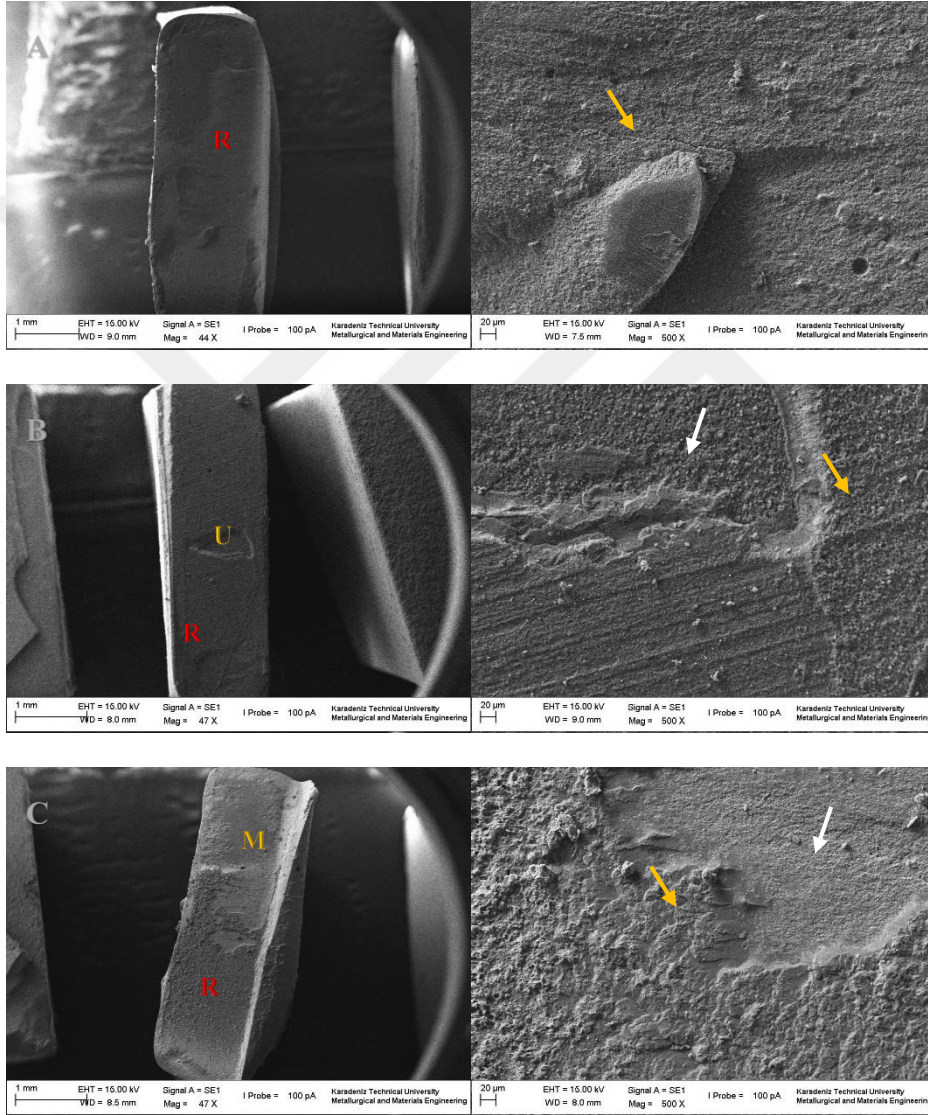


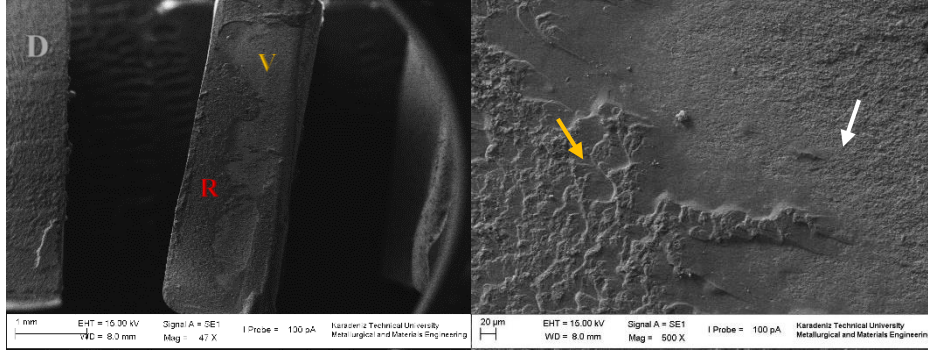
Resim 22 (A-D). E, U, M ve V materyallerinin A grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri. A; B; C) karışık; D) adeziv tipte kırık. Beyaz oklar materyali, sarı oklar rezin simanı göstermektedir (R=rezin siman).

A grubunda E materyaline ait örnekte $\times 47$ büyütmede materyal ve üzerindeki simanın dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede materyal ve rezin simanın ayrılma hattı izlenebilmektedir. Bu örnekte karışık tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 22-A). U materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütme görüntüsünde simanın materyal üzerindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede materyalin homojen yapısı ve hava kabarcığı ile birlikte siman izlenebilmektedir. Bu örnekte karışık tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 22-B). M materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütme görüntüsünde simanın materyal üzerindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede materyal ve siman izlenebilmektedir. Bu örnekte karışık tipte kırık oluştuğu belirlenmiştir (Resim 22-C). V materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütme görüntüsünde materyalin yüzeyinden simanın büyük oranda ayrıldığı gözlenmektedir; $\times 500$ büyütmede materyal ve yüzeyde çok az miktarda kalan rezin siman izlenebilmektedir. Bu örnekte adeziv tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 22-D).

4.3.1.3. Asit + Silan İçerikli Adeziv (Single Bond) Grubu (AS)

AS grubundaki E, U, M ve V materyal gruplarına ait SEM görüntülerinde, asitle pürüzlendirme işlemi uygulandıktan sonra silan içerikli adeziv uygulanarak simante edilmiş örneklerin kırık yüzeyleri $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede görülmektedir (Resim 23 A-D).



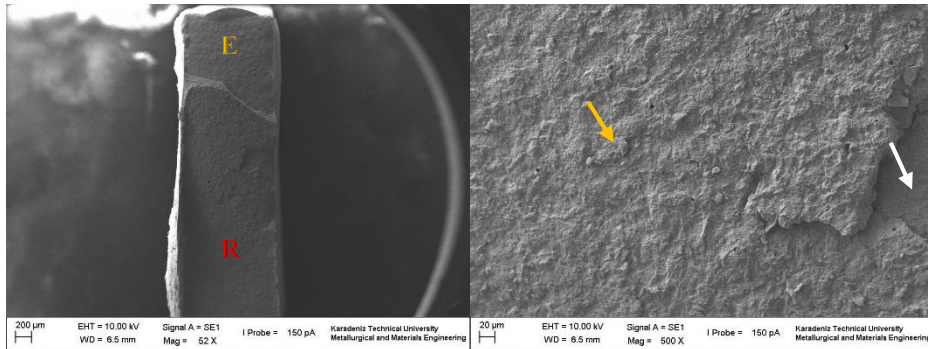


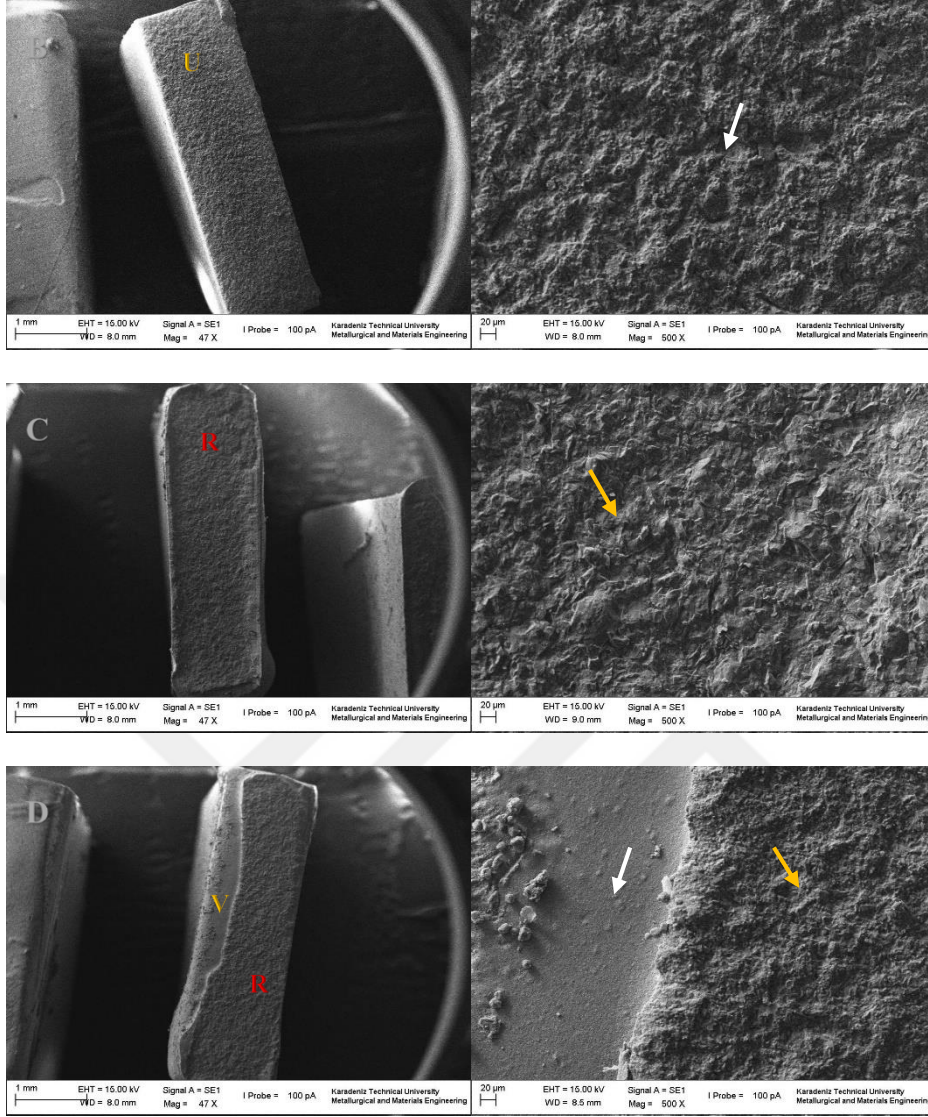
Resim 23 (A-D). E, U, M ve V materyallerinin AS grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri. A; B) koheziv; C; D) karışık tipte kırık. Beyaz oklar materyali, sarı oklar rezin simanı göstermektedir (R=rezin siman).

AS grubunda, E materyaline ait örnek incelendiğinde $\times 47$ büyütmede materyalin yüzeyinin rezin simanla tamamen kaplanmış olduğu; $\times 500$ büyütmede de rezin simanın yapısı izlenmektedir. Bu örnekte koheziv tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 23-A). U materyaline ait $\times 47$ büyütmede yüzeyin büyük oranda rezin simanla kaplı olduğu görülmektedir. $\times 500$ büyütmede materyal ve siman birlikte görülmektedir (Resim 23-B). Bu örnekte koheziv tipte kırık olduğu belirlenmiştir. M ve V materyallerine ait örneklerin SEM görüntülerinde $\times 47$ büyütmede simanın materyal üzerindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede asit uygulanmış materyal yüzeyi ve rezin siman izlenebilmektedir. Bu iki örnekte de karışık tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 23 C-D).

4.3.1.4. Kumlama Grubu (K)

K grubundaki E, U, M ve V materyal gruplarına ait SEM görüntülerinde, kumlama işlemi uygulandıktan sonra simante edilmiş örneklerin kırık yüzeyleri $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede görülmektedir (Resim 24 A-D).





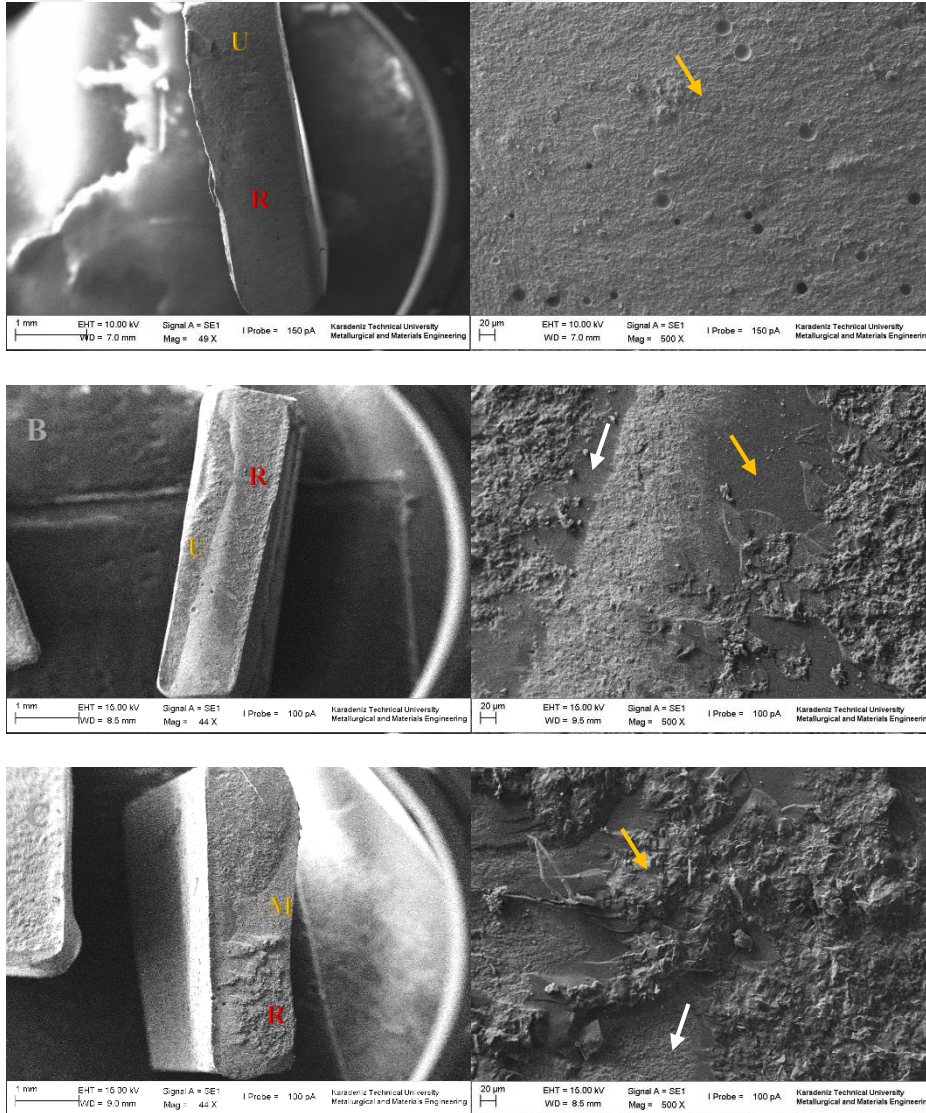
Resim 24 (A-D). E, U, M ve V materyallerinin K grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri. A; D) karışık; B) adeziv; C) koheziv tipte kırık. Beyaz oklar materyali, sarı oklar rezin simanı göstermektedir (R=rezin siman).

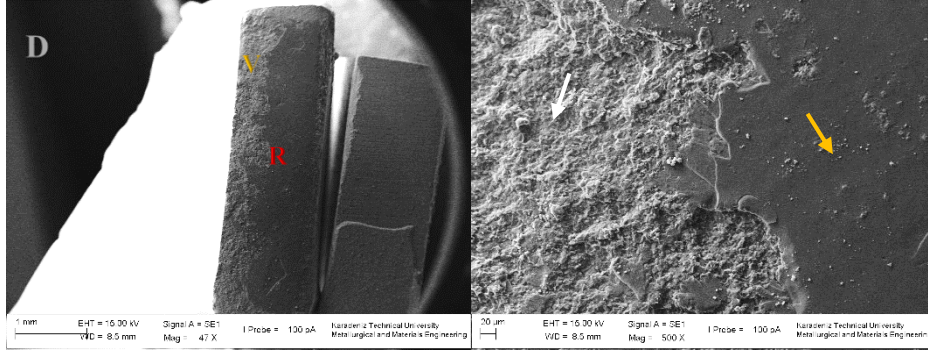
K grubunda E materyaline ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütme görüntülerinde materyal üzerinde simanın dağılımı izlenmektedir (Resim 24-A). Bu örnekte karışık tipte kırılma meydana geldiği belirlenmiştir. U materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde rezin simanın materyal yüzeyinden tamamen koparak adeziv tipte kırılma gerçekleştiği görülmektedir; $\times 500$ büyütmedeki görüntüsünde kumlama yapılmış materyal yüzeyi izlenebilmektedir (Resim 24 B). M materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde simanın tamamı materyal yüzeyinde izlenmektedir. $\times 500$ büyütmedeki görüntüde simanın yapısı görülmektedir. Bu örnekte koheziv tipte

kırık oluştuğu belirlenmiştir (Resim 24-C). V materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde simanın materyal yüzeyindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmedeki görüntüde materyal ve siman ayrı ayrı izlenebilmektedir. Bu örnekte simanın içerisinde karışık tipte kırık oluştuğu belirlenmiştir (Resim 24-D).

4.3.1.5. Kumlama + Silan İçerikli Adeziv (Single Bond) Grubu (KS)

KS grubundaki E, U, M ve V materyal gruplarına ait SEM görüntülerinde, kumlama işlemi uygulandıktan sonra single bond universal uygulanarak simante edilmiş örneklerin kırık yüzeyleri $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmede görülmektedir (Resim 25 A-D).





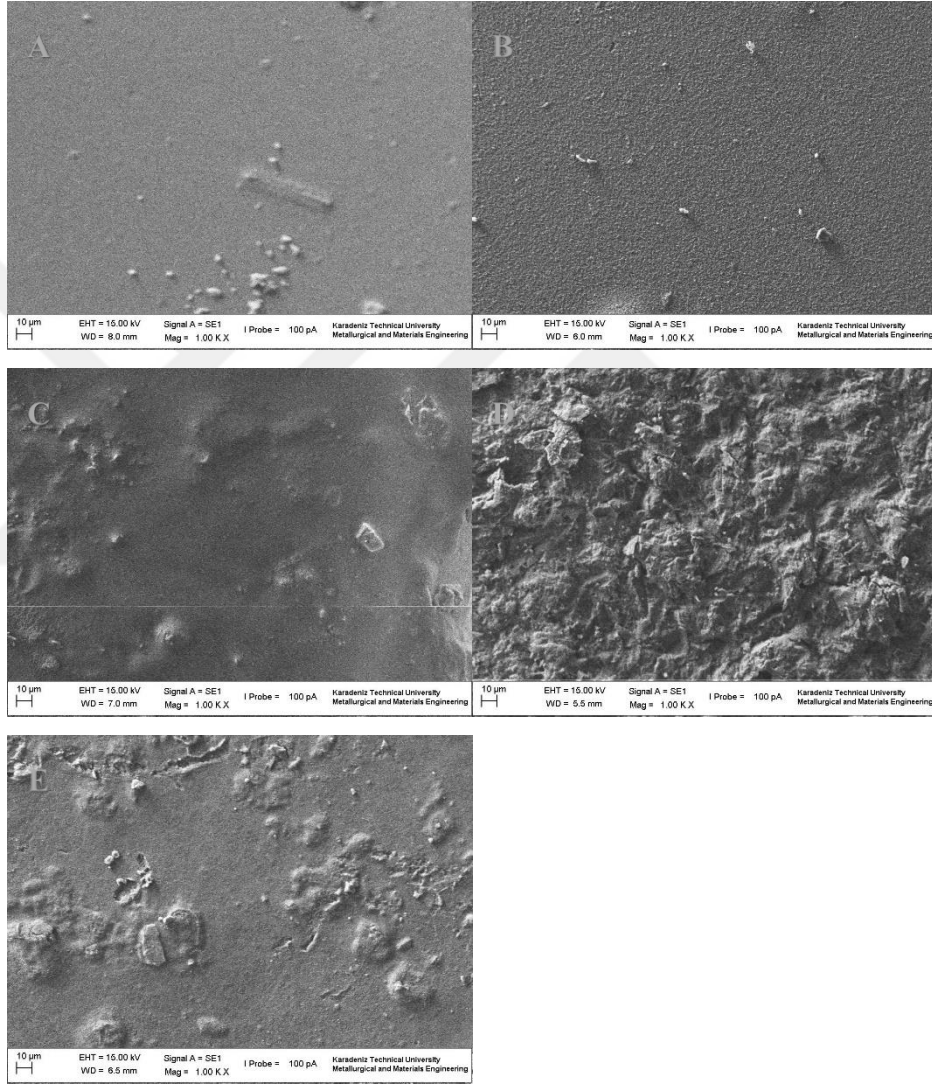
Resim 25 (A-D). E, U, M ve V materyallerinin KS grubuna ait $\times 47$ ve $\times 500$ büyütmedeki kırık yüzeyleri. A; B; C; D) karışık tipte kırık. Beyaz oklar materyali, sarı oklar rezin simanı göstermektedir (R=rezin siman).

KS grubunda E materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde materyalin yüzeyinde rezin simanın dağılımı ve $\times 500$ büyütmedeki görüntüsünde rezin simanın yapısı izlenmektedir. Bu materyalde karışık tipte kırık olduğu belirlenmiştir (Resim 25-A). U materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde rezin simanın materyal yüzeyindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede materyal ve rezin siman izlenebilmektedir (Resim 25-B). Bu örnekte karışık tipte kırık olduğu belirlenmiştir. M materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde rezin simanın materyal yüzeyindeki dağılımı görülmektedir; $\times 500$ büyütmede materyal ve rezin siman izlenebilmektedir (Resim 25-C). V materyaline ait örneğin $\times 47$ büyütmedeki görüntüsünde materyal ve rezin siman birlikte izlenmektedir; $\times 500$ büyütmede rezin simanın ve materyalin yapısı izlenmektedir (Resim 25-D). Bu örnekte karışık tipte kırık meydana geldiği belirlenmiştir.

4.3.2. Farklı Yüzey İşlemlerinin Materyallerin Yüzeyine Etkisinin İncelenmesi

4.3.2.1. E.max CAD Örnekler

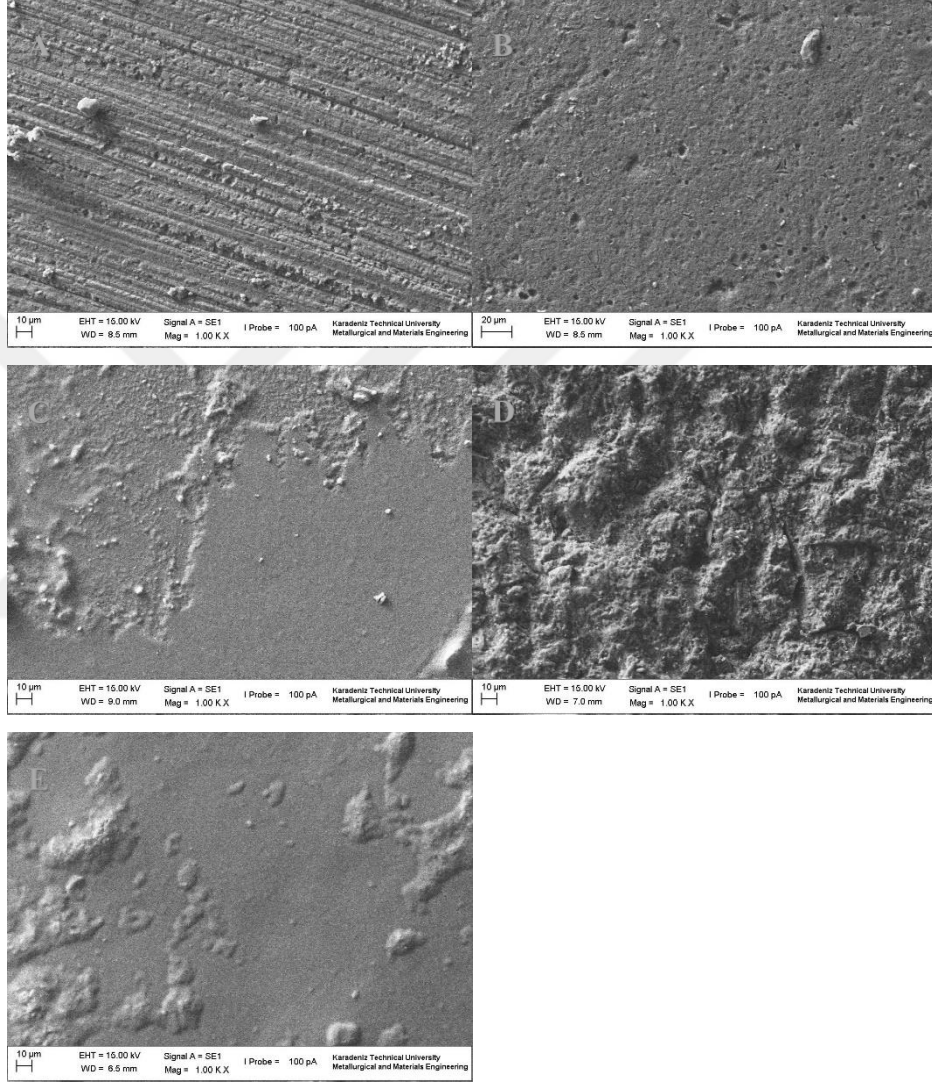
E materyalinin kontrol, asitle pürüzlendirme, asit+sılan içerikli adeziv, kumlama ve kumlama+sılan içerikli adeziv yüzey işlemleri uygulanmış örneklerinin $\times 1000$ büyütmede SEM görüntüleri görülmektedir (Resim 26 A-E).



Resim 26. E materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri A) kontrol; B) asitle pürüzlendirme; C) asit+sılan içerikli adeziv; D) kumlama; E) kumlama+sılan içerikli adeziv

4.3.2.2. Lava Ultimate Örnekler

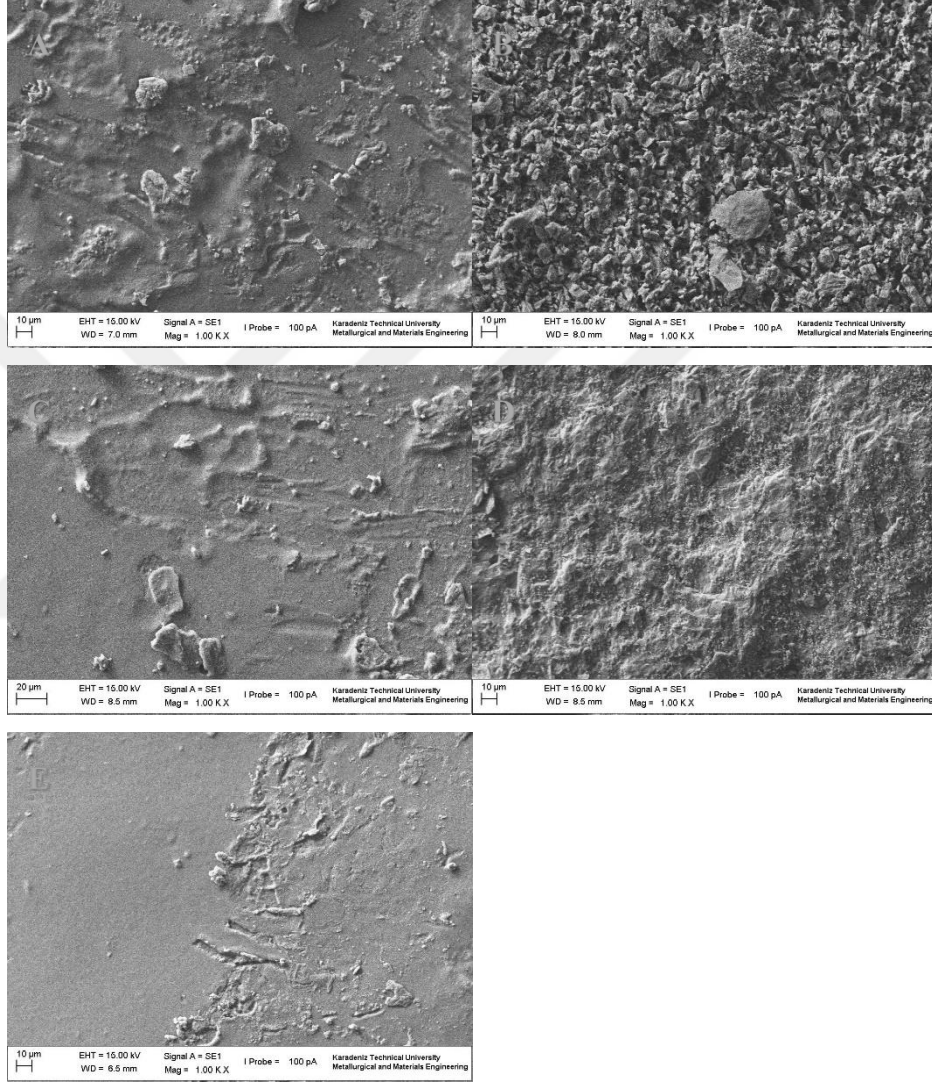
U materyalinin kontrol, asitle pürüzlendirme, asit+silan içerikli adeziv, kumlama ve kumlama+silan içerikli adeziv yüzey işlemleri uygulanmış örneklerinin $\times 1000$ büyütmede SEM görüntüleri görülmektedir (Resim 27 A-E).



Resim 27. U materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri A) kontrol; B) asitle pürüzlendirme; C) asit+silan içerikli adeziv; D) kumlama; E) kumlama+silan içerikli adeziv

4.3.2.3. Vita Mark II Örnekler

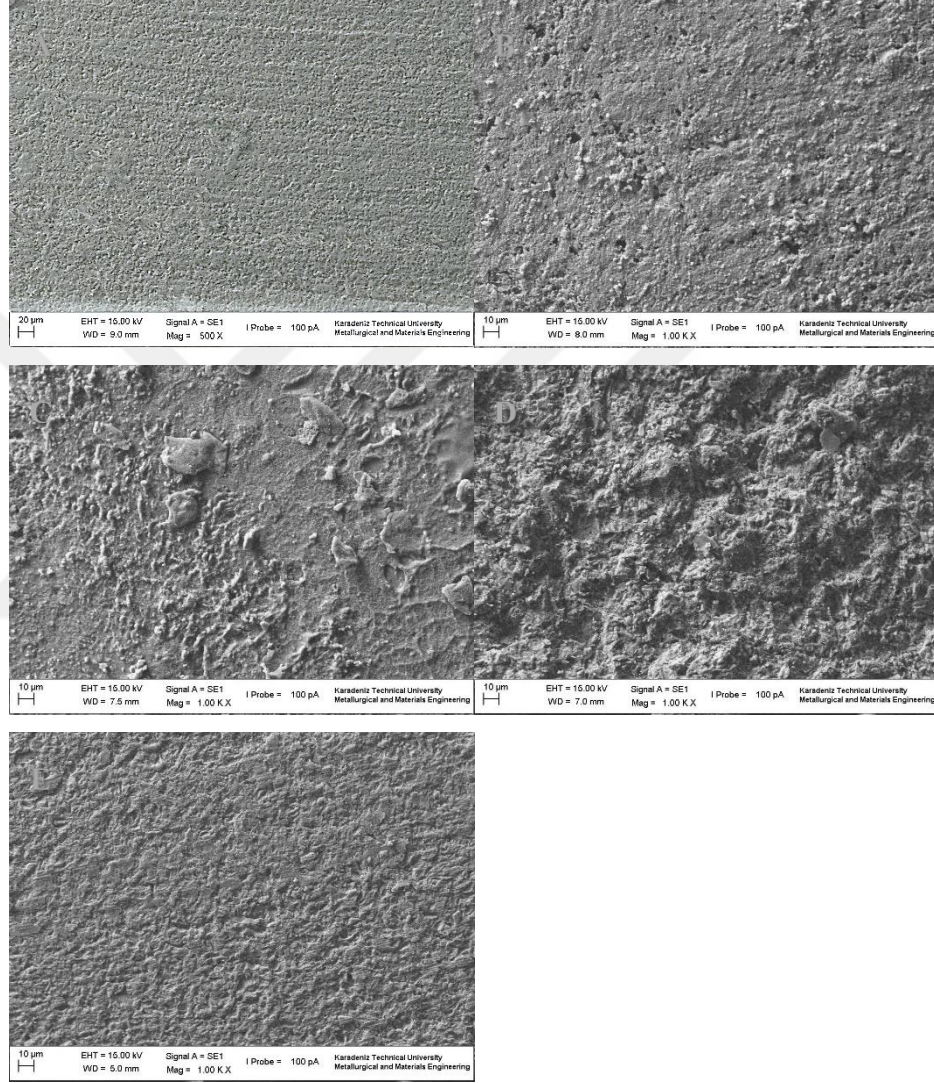
M materyalinin kontrol, asitle pürüzlendirme, asit+silan içerikli adeziv, kumlama ve kumlama+silan içerikli adeziv yüzey işlemleri uygulanmış örneklerinin $\times 1000$ büyütmede SEM görüntüleri görülmektedir (Resim 28 A-E).



Resim 28. M materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri A) kontrol; B) asitle pürüzlendirme; C) asit+silan içerikli adeziv; D) kumlama; E) kumlama+silan içerikli adeziv

4.3.2.4. Vita Enamic Örnekler

V materyalinin kontrol, asitle pürüzlendirme, asit+silan içerikli adeziv, kumlama ve kumlama+silan içerikli adeziv yüzey işlemleri uygulanmış örneklerinin $\times 1000$ büyütmede SEM görüntüleri görülmektedir (Resim 29 A-E).



Resim 29. V materyaline ait yüzey işlemlerinin SEM görüntüleri A) kontrol; B) asitle pürüzlendirme; C) asit+silan içerikli adeziv; D) kumlama; E) kumlama+silan içerikli adeziv

5. TARTIŞMA

Mekanik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla; endüstriyel olarak üretilmiş CAD/CAM seramik blokları diş hekimliğine tanıtılmıştır. Seramiklerin endüstriyel koşullarda üretilmesi; laboratuvar koşullarında üretilen seramiklere göre; yapıdaki boşluk, çatlak gibi hataların önemli oranda azalmasını sağlamıştır (Chen ve ark., 2014). Bu çalışmada endüstriyel şekilde üretilmiş, CAD/CAM ile kullanılabilen seramik ve rezin esaslı bloklar kullanılmıştır.

Seramik restorasyonlar, estetik görünüşleri, renk stabiliteyi, biyouyumlulukları ve sağlıkları gibi avantajlarının yanı sıra; kırılma ve karşıt dişte aşınma oluşturma gibi olumsuz özellikler taşımaktadırlar. İndirek estetik restorasyonlarla kullanılabilen diğer materyallerden biri kompozit rezinlerdir. Kompozit rezinlerin başlıca avantajları arasında, karşıt dişte aşınma oluşturmamaları ve fonksiyonel stresleri absorbe etmelerini sağlayan düşük elastisite modülüsüne (*E*) sahip olmaları bulunmaktadır (Carvalho ve ark., 2013). Seramik restorasyonların kompozit rezin restorasyonlara göre daha uzun ömürlü olduğunu belirten klinik çalışmalar mevcuttur (Dejak ve Mlotkowski, 2008; Magne ve Knezevic, 2009a). Kompozit rezinlerin bazı dezavantajları; aşınmaları, yüzey özelliklerinin bozulması, renk stabiliteyi olmaması ve kırılmalarıdır. Literatürde bazı araştırmacılar kompozit rezinlerin performansının seramiklere göre daha üstün olduğunu belirtmektedirler (Akbar ve ark., 2006; Attia ve ark., 2006; Magne ve Knezevic, 2009b; Kassem ve ark., 2012). Fakat posterior dişler için en iyi materyalin hangisi olduğu konusunda bir görüş birliği yoktur.

Lava Ultimate (3M ESPE, Saint Paul, Minnesota, ABD) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), seramik ve kompozit rezinlerin özelliklerini bir arada bünyesinde barındıran materyallerdir. Lava Ultimate; üreticinin verdiği bilgilere göre rezin nano seramik (RNC) olarak adlandırılmaktadır ve geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip olan bir materyaldir. Çapraz bağlı rezin matrisine (ağırlıkça %20) gömülü, zirkonya/silika (ağırlıkça %80) nanoseramik partiküllerinden oluşan rezin nano seramik bloktur. Resin nano seramik restoratif materyalleri; silika nanomerleri (20 nm), zirkonya nanomerleri (4-11 nm), nanomerlerden oluşan nanogrup partikülleri (0.6-10 µm), silan bağlantı ajanı ve rezin matris içerir (Elsaka,

2014). Chen ve ark. (2014); sonlu elemanlar analizi yöntemi ve biaksiyal eğme testi ile farklı kalınlıklardaki RNC ve lityum disilikat örneklerinin kırılma direncini araştırdıkları çalışmada; yükleme bölgesinde RNC örneklerinde çok daha düşük oranlarda gerilim stresleri oluştuğunu rapor etmiştir ve bu durumun sebebini; rezin matris içerisindeki seramik partiküllerinin destek gibi davranarak elastik deformasyonu sınırlayıcı etkilerinin olabileceği şeklinde yorumlamışlardır. Aynı çalışmada araştırmacılar seramik ve rezin siman arasındaki bağlantının daha iyi olmasının da kırılma direncini arttıracaklarını belirtmişlerdir. Ancak; bu sonuca kantitatif bağ dayanımı testi uygulamadan, kırılan örnek yüzeylerinin SEM (taramalı elektron mikroskopi) görüntülerini inceleyerek varmışlardır. Carvalho ve ark. (2013); lityum disilikat, feldspatik seramik ve RNC bloklardan CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş kronlarının yorgunluk direncini araştırdıkları çalışmada; RNC ve lityum disilikat kronların, feldspatik seramik kronlara göre oldukça yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada araştırmacılar, kuvvet uyguladıkları rezin kürede en az aşınmayı RNC kronların oluşturduğunu belirtmiştir. Frezeleme zamanının düşmesi, kullanılan frezelerin daha az aşınma göstermesi, rezin içeriği dolayısıyla daha uyumlu marjinlerin oluşturulabilmesi, fırınlama gerektirmeme ve kolay polisajlanabilme, oklüzal uyumlama yapabilme ve tamir edilebilme özellikleri araştırmacılar tarafından RNC'nin avantajları olarak gösterilmiştir (Carvalho ve ark., 2013).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), bu çalışmada kullanılan diğer rezin esaslı CAD/CAM blok materyalidir. Enamic, üreticisi tarafından interpenetrasyon faz kompozit olarak tanımlanmaktadır.

RNC, doldurucu partiküllerin monomer karışıma ilave edildiği klasik yöntemle üretilmiştir. 2013 yılının başlarında tanıtılan Vita Enamic ise; pre-sinterize seramik ağ yapısı içerisine, monomer karışımın infiltrasyonu yöntemiyle üretilen rezin-kompozit materyalidir (PICN). Bu süreçle hacimdeki doldurucu oranının (~%70) arttırıldığı ve RNC'ye göre daha üstün mekanik özellikler elde edildiği belirtilmiştir (Coldea ve ark., 2013a, b; Thornton ve Ruse, 2014). Üretim amaçları arasında; seramik ve kompozit gibi geleneksel restoratif materyallerden daha üstün mekanik ve dişin yapısına benzer fiziksel özelliklerde bir materyal geliştirmek olduğu belirtilmektedir.

Daha önceki yıllarda, Inceram (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olarak bilinen bir seramik interpenetrasyon materyali diş hekimliğine tanıtılmıştır. InCeram materyali pöröz seramik bir yapı içerisine infiltre edilmiş camsı fazdan oluşmaktadır. PICN materyallerinde Inceram'dan farklı olarak kırılğan camsı faz, polimer yapı ile değiştirilmiştir. Geleneksel kompozitler inorganik dolduruculardan oluşan bir devamlı faz içerirken; PICN materyalleri seramik ve polimer interpenetrasyon ağlarından oluşan iki devamlı faz içerir. İç içe geçen bu iki faza bağlı olarak çatlak ilerlemesinin genellikle sınırlandırılacağı belirtilmiştir. PICN materyallerinin avantajları; kırılğanlığın azalması, rijidite ve sertliğin yanında geliştirilmiş esneklik özelliği ve seramiklere göre daha kolay frezelenabilirlik olarak gösterilmektedir (Coldea ve ark., 2013b). He ve ark. (2011); yaptıkları çalışmada PICN materyalinin mekanik özelliklerinin dentin ve mineye oldukça benzer bulunduğunu rapor etmişlerdir. Coldea ve ark. (2013); araştırmaları sonucu PICN materyalinin elastisite modülüsünün (16.4-28.1 GPa); dentinin (16-20.3 GPa) ve adeziv yapıştırma simanlarının (6.8-10.8 GPa) (Pest ve ark., 2002), elastisite modülüsüne benzer olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu üçü arasında stres dağılımının da daha uniform olabileceğini düşünmektedir. Vickers testiyle sertlik değerlerinin de araştırıldığı aynı çalışmada, % 59 seramik oranı olan PICN materyalinin 1.05 GPa sertlik değeriyle dentinin sertliğine yakın bir değerde olduğu ve çatlak ilerlemesinin seramiğin yoğunluğu arttıkça daha da genişlediği rapor edilmiştir. Frezeleme esnasında sıklıkla chipping problemi (porselen atması) gözlenen CAD/CAM seramikleri ile kıyaslandığında, PICN materyallerinin hasar toleransının daha fazla olabileceği düşünülmektedir. Diş sert dokuları ve restoratif materyallerin elastikiyetlerinin benzer olması; restorasyonun ve dişin ömrü için önemli etkilere sahiptir. Restoratif materyallerin *E* değeri, dentinin *E* değerinden daha yüksek bir değerdeyse gelen kuvvetler karşısında restorasyonda çatlama veya kırılma gibi koheziv başarısızlıkların gözlenebileceği belirtilmiştir (Sirimai ve ark., 1999).

Della Bona ve ark. (2014a); Vita Enamic'in mikro yapı karakterini ve kırılma direnci (K_{Ic} : 1.09 MPa), yoğunluk (ρ : 2.09 g/cm³), elastisite modülüsü (*E*: 37.95 GPa) ve Poisson oranı (ν : 0.23) gibi bazı mekanik özelliklerini V-çentikli çubuk testi ile değerlendirmişlerdir. Kırılma direnci (K_{Ic} : 1.09 MPa) değeri Thornton ve Ruse'un (2014) yaptıkları çalışmada bulunan değere (K_{Ic} : 0.96 MPa), benzer bulunmuş ancak

iki çalışma arasında bulunan E değerleri (Thornton ve Ruse; $E: 29 \pm 3$ GPa) arasında farklılık olduğu gözlenmiştir. Mikro yapı analizi materyalin l6süt esaslı, zirkonya ile güçlendirilmiş seramik ağ materyali ile bağlantılı bir polimer esaslı ağdan olduğunu ve porselen ile yüksek dolduruculu rezin esaslı kompozitlerin mekanik özelliklerinin arasında özelliklere sahip olduğunu doğrulamıştır (Della Bona ve ark., 2014a). de Kok ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2015), RNC ve PICN'nin de içinde bulunduğu kompozit, seramik ve zirkonyadan üretilen implant üstü kronların başlangıç kırılma kuvveti (initial load to fracture), esneme dayanımı ve E değerleri araştırılmıştır. Kompozit içerikli kronların seramik kronlara göre daha fazla enerji absorbe etmeleri dolayısıyla oklüzal kuvvetleri tamponlayıcı etkileri olduğu belirtilmiştir.

Yeni tanıtılan RNC ve PICN materyalleri cam seramiklere alternatif materyaller olarak düşünölmektedir. Seramik restorasyonların adeziv simantasyonunda rezin simanlar tercih edilmektedir (Blatz ve ark., 2003). Bununla birlikte endüstriyel olarak polimerize edilmiş CAD/CAM rezin-seramik esaslı kronların rezin simanla bağ dayanımı konusunda sınırlı bilgi mevcuttur. Bu çalışmada CAD/CAM materyallerinin rezin simanla bağlantı dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisi araştırılmıştır.

İndirek restorasyonların uygulanma prosedürü bağlanma ara yüzeylerini artırır. Bu yüzeylerden biri diş yüzeyi, diğeri ise restorasyonun dişe bakan yüzeyidir. Diş-restorasyon sisteminin biyomekanik başarısı için gerekli olan sağlam ve devamlı bağlanmayı elde edebilmek için, ilgili yüzeylerin uygun bir şekilde hazırlanması kritik önem taşır (el Zohairy ve ark., 2003). Adeziv bağlantının güçlü olması restorasyon marjinlerinde oluşan mikrosızıntıyı önleyerek sekonder çürüklerin de oluşmasını engeller ve restorasyon başarısını olumlu etkiler (Manso ve ark., 2011). Resin simanlarla seramik ve diş yapısı arasında daha iyi bir bağlantı sağlanması sebebiyle, hem restorasyonun dayanıklılığı artar hem de alttaki destek diş de güçlendirilmiş olur (Uludamar ve ark., 2011a). Günümüzde adeziv simantasyon için çok sayıda yapıştırıcı siman bulunmaktadır. Diş ile restorasyon arasında dayanıklı ve daimi bir bağlanma oluşturmak için bu maddelerin kimyasal özelliklerinin ve yüzey özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir (Manso ve ark., 2011). İndirek estetik restorasyonların adeziv simantasyonunda restoratif sistemin bütün olarak nasıl bir performans göstereceğinin bilinmesi gerekir. Başarılı sonuçlar elde edebilmek için; yüzey hazırlık işlemleri, restoratif materyalin tipi, kullanılacak siman materyali ve simantasyon prosedürü

önemli kriterlerdir (Vargas ve ark., 2011). Biz de çalışmamızda farklı yüzey hazırlık işlemlerinin, restoratif materyal tipine göre bağlantıya etkisini inceledik.

Fraktografik analizler, seramiklerin dış yapısına veya restoratif kompozit materyale adezyonunda zayıf halkanın seramik-rezin ara yüzeyi olduğunu göstermiştir (Della Bona ve ark., 2002b). Güçlü bir rezin-seramik bağlantısı mikro mekanik kilitleme ve kimyasal adezyon ile gerçekleşir. Mekanik kilitleme için yüzeyin pürüzlendirilmesi, kimyasal adezyon için de yüzeyin aktive edilmesi sıklıkla gerekmektedir (Piascik ve ark., 2011). Seramik ve rezin kompozit arasındaki bağlantı kuvvetini etkileyen çeşitli faktörler; porselenin mikro yapısı, kullanılan silanın kimyasal kompozisyonu, yapıştırma ajanı ve yüzey hazırlığı için uygulanan yöntemdir (Peumans ve ark., 2007). İndirek restorasyonların yüzey hazırlığında, zararlı olmayan, basit ve kolay uygulanabilir yöntemler klinik olarak yararlı olabilir (Piascik ve ark., 2011).

Dental seramikler ve rezin esaslı kompozitler arasındaki adezyon; adeziv ve substrat ara yüzeyinde oluşan fiziko kimyasal etkileşimin sonucudur. Adezyonun gerçekleşmesindeki fiziksel katkı substratın yüzey topografisine bağlıdır ve yüzey enerjisiyle karakterize edilebilir (Della Bona ve ark., 2004).

Literatürde rezin simanla yapıştırma öncesinde seramikler için farklı yüzey işlemleri önerilmektedir. Bunlar; frezle mekanik pürüzlendirme, alüminyum oksitle kumlama ve farklı tipte asitlerle pürüzlendirme gibi yöntemlerdir (El Zohairy ve ark., 2003). Asitle pürüzlendirme seramiklerin yüzey enerjilerini değiştirerek bağlantı yüzey alanını ve ıslatılabilirliğini artırır; seramiğin rezine bağlanma potansiyelini güçlendirir (Della Bona ve ark., 2004). Hidroflorik asit (HF) seramik indirek restorasyonların asitle pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Biyolojik olarak zararlı etkilerini önlemek için asidüle fosfat florid veya fosforik asit gibi alternatifler denenmiştir. Bununla birlikte bağlantı kuvvetini artırma yönündeki etkileri konusunda şüphe mevcuttur. Asitle pürüzlendirilmiş yüzeye silan uygulanması ıslatılabilirliği artırarak porselen ve rezin siman arasında kovalent bağlar oluşmasını sağlamaktadır (El Zohairy ve ark., 2003). HF asit uygulaması, camsı veya kristal fazın kısmi çözülmesini sağlar, yüzeyin mikro yapısını modifiye ederek mikro pöröziteler oluşturur, yüzey alanını ve yapıştırıcı simanın mekanik kilitlemesini artırır (Yen ve

ark., 1993; Peumans ve ark., 1999). Çalışmamızda kullanılan materyallerin HF asit ile pürüzlendirilmiş örneklerinin SEM görüntülerinde bu durum görülmektedir. Bu çalışmada en yüksek bağlantı değeri E materyaline ait AS yüzey işlemi grubunda (E-AS) (100.31 ± 10.7) gözlenmiştir. E materyalinde A grubunda gözlenen değerler (93.43 ± 20.7) E-AS grubuyla kıyaslanabilir seviyededir. E materyali için K (69.67 ± 8.7) ve KS (74.57 ± 9.3) yüzey işlemlerinde gözlenen bağlantı değerleri AS (100.31 ± 10.7) grubuna göre anlamlı oranda düşük bulunmuştur. Bu sonuçlara göre HF ile pürüzlendirme sonrası silan içerikli adeziv (S) uygulanması E materyali için uygun bir yüzey işlemi olarak düşünülebilir. Aboushelib ve Sleem (2014); lityum disilikat seramiklerin rezin adezive bağ dayanımını mikro çekme testi ile değerlendirdikleri çalışmada; çalışmamızla benzer şekilde; HF asit ile pürüzlendirme ve silan primeri uygulaması sonrası elde edilen sonuçların (32.5 ± 2.7); kumlama ve silan primeri uygulaması (27.1 ± 4.2) ve kontrol (21.7 ± 3) grubuna göre anlamlı oranda yüksek olduğunu rapor etmiştir. Araştırmacılar, HF'nin silan primeri ile birlikte uygulanmasının lityum disilikat cam seramiklerin bağlanmasında altın standart olduğunu belirtmişlerdir. Aboushelib ve Sleem'in çalışmasında elde edilen değerlerin bu çalışmaya göre daha düşük değerlerde olmasının, farklı test yöntemlerinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Neis ve ark. (2015); feldspatik seramik, lōsit ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin kompozit rezinle tamirinde yüzey işlemlerini mikro çekme testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada da araştırmacılar lityum disilikat seramiklerin tamirinde yüzey işlemi olarak HF ile pürüzlendirmeyi önermektedir.

U materyali için üreticisi asitle pürüzlendirme önermemektedir. U materyalinin asitle pürüzlendirilmesi ile elde edilen FPBS değerleri (28.04 ± 8.9) ile kontrol grubu (23.63 ± 9.0) arasında anlamlı bir fark bulunmaması ve bu değerlerin K grubu (27.81 ± 7.7) hariç diğer yüzey işlemlerine göre anlamlı oranda düşük bulunması bu durumu doğrular niteliktedir. Yüzey işlemleri sonrası elde edilen SEM görüntülerinde de U grubunun asitle pürüzlendirmeye daha dirençli bir görüntü oluşturduğu belirlenmiştir. Bu materyal için asitle pürüzlendirme sonrası S uygulanması (U-AS) sonuçları (73.07 ± 10.8) anlamlı oranda yükseltmiştir. U materyalinde kumlama işlemi sonrasında S uygulanması sonucu elde edilen bağlantı değerleri (100.19 ± 19.7) U-AS

grubuna (73.07 ± 10.8) göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlara göre U materyali için mekanik pürüzlendirme amacıyla kumlama önerilebilir. Kumlama işlemi sonrası S uygulaması da sonuçları anlamlı oranda yükseltmektedir.

Reich ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2005), feldspatik seramiğin farklı yüzey işlemleri sonrası üç farklı rezin simanla makaslama bağ dayanımı değerlendirilmiştir. Araştırmacılar uygun adezyon sağlayabilmek için; feldspatik seramiklerde HF ile pürüzlendirme sonrası silan uygulamasını yüzey hazırlığı olarak önermektedir. Başka bir çalışmada HF asit uygulanmış ve uygulanmamış feldspatik seramiklerin mikro çekme dayanımı farklı rezin simanlar kullanılarak incelenmiş ve benzer şekilde HF asit uygulaması sonrası silan kullanımının feldspatik seramiklerin simantasyonunda ideal bir yüzey işlemi olduğunu belirtilmiştir (Souza ve ark., 2011). Queiroz ve ark. (2012); asitle pürüzlendirme ve farklı seramik primerleri uyguladıkları feldspatik seramik ve iki farklı kompozit arasındaki mikro çekme bağ dayanımını araştırdıkları çalışmalarında; HF asit uygulamasını takiben silan kullanımının daha yüksek bağlantı değerleri sergilediğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda M materyali için uygulanan yüzey işlemleri arasında kontrol grubu hariç istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. M-C grubu bu anlamda en düşük değerlerin (64.16 ± 11.6) gözlendiği grup olmuştur. Dört nokta eğme testinin sonuçlarına göre en yüksek bağlantı değeri M-KS (94.10 ± 12.3) grubunda elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre bu grup için ideal yüzey işlemi olarak HF ile pürüzlendirme veya kumlama sonrası S uygulanması önerilebilir. Yüzey işlemlerinden bağımsız olarak materyal bazında değerlendirildiğinde ortalama en yüksek bağlantı değerleri feldspatik seramik olan M grubunda (83.44 ± 16.9) gözlenmiştir.

V materyaline kumlama sonrası silan içerikli adeziv uygulanması (V-KS) bağlantı değerlerini (98.06 ± 9.3); V-A (40.65 ± 14.2) grubuna göre anlamlı oranda yükseltmiştir. V-K grubu (64.53 ± 18.7) ve V-AS (84.00 ± 11.5) grupları da, V-KS (98.06 ± 9.3) grubuyla kıyaslanabilir değerler göstermiştir. Bu bulgular ışığında V materyali için kumlama veya asitle pürüzlendirme sonrası S uygulanması uygun yüzey hazırlığı işlemleri olarak düşünülebilir. Bu sonuçlar Elsaka'nın (2014) çalışmasıyla da örtüşmektedir.

Her bir seramik bileşimi ve özellikleri açısından diğer seramiklerden farklıdır. *In vitro* bağ dayanımı testlerinde kullanılan seramik substratın özellikleri test sonuçlarını etkileyebilmektedir. Test sonuçlarının değerlendirilmesinde seramiğin kendine özgü dayanımı da göz önüne alınmalıdır. Yapılan tüm işlemler aynı olsa bile farklı seramik türlerinde farklı bağ kuvvetleri ölçülebilmektedir (Rüttermann ve ark., 2008). Çalışmamızda substrat madde olarak iki farklı seramiğin yanı sıra rezin ve seramiklerin özelliklerini birleştiren hibrit yapıda materyaller de kullanılmıştır. Seramik materyallerden elde edilen FPBS değerleri, hibrit materyallerden elde edilen değerlere göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Frankenberger ve arkadaşlarının (2015) çalışmasının sonuçları da bu yöndedir. Araştırmacılar lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat, RNC ve PICN materyallerinin mikro çekme bağ dayanımını farklı yüzey işlemleri ile değerlendirdikleri çalışmada seramik materyallerinden elde edilen değerlerin hibrit materyallere göre anlamlı oranda yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Yine aynı çalışmada bizim çalışmamızla benzer şekilde hibrit materyaller arasında V materyali U materyaline göre daha iyi bağlanma performansı sergilemiştir. Bu durum U materyaline göre V materyalinin daha üstün mekanik özelliklere sahip olması ile açıklanabilir (Coldea ve ark., 2013a, b; Thornton ve Ruse, 2014).

İki materyal arasındaki bağlanma dayanımı ve materyallerin elastisite modülüsü arasında doğru bir orantı olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (El Zohairy ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2005). Bu çalışmada dentine yakın elastisite modülüsüne sahip materyallerde gözlenen bağlantı değerleri elastisite modülüsü daha yüksek olan diğer materyallere göre düşük bulunmuştur. Bu durum uygulanan test yöntemi ve örnek hazırlığı ile açıklanabilir. Çalışmamızda substrat olarak kullanılan materyaller yine aynı şekil ve boyuttaki kopyasıyla yapıştırılmıştır.

Mikro mekanik retansiyon için kumlama yapılması yüzey pürüzlülüğünü ve bağlantı yüzey alanını, HF ile pürüzlendirme, frezle aşındırma gibi diğer yüzey işlemlerine göre daha fazla oranda arttırmaktadır (da Costa ve ark., 2012; Elsaka, 2014). Yüzey hazırlık işlemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde de bu durum izlenmektedir. Bununla birlikte çalışmamızda kumlama ve asitle pürüzlendirme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuç Elsaka'nın (2014) çalışmasıyla da örtüşmektedir.

İnorganik doldurucu partiküllerin organosilanla kaplanmasıyla kaplanmasının rezin matrisle aralarındaki bağlantıyı geliştireceği belirtilmiştir. Bu teknolojinin aynı zamanda adeziv olarak simante edilen seramik restorasyonların kimyasal adezyonunu da arttırdığı bilinmektedir (Della Bona ve ark., 2004). Silan bağlantı ajanının, rezin simanların seramiklere adezyonunu arttırdığını bildiren çalışmalar mevcuttur (Kamada ve ark., 1998; Sato ve ark., 1999). Bu durum seramik, silan ve rezin arasında gerçekleşen kimyasal bağ ile açıklanmaktadır (Kupiec ve ark., 1996).

İndirek kompozit ve seramik restorasyonların adeziv simantasyonunda uygulanan yüzey hazırlık işlemlerinde kullanılacak, bünyesinde silan bulunduran yeni bir adeziv (Single Bond Universal Adeziv, 3M ESPE, ABD) tanıtılmıştır. İçerisindeki silan sayesinde seramik restorasyonlara seramik primeri gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabileceği belirtilmiştir. Adezivin içerisine iki fonksiyonlu monomer silanın ilave edilmesi çalışma basamaklarının sayısını düşürür ve ürün aynı zamanda dentin ve mine için de bağlantı ajanı olarak kullanılabilir. Düşük viskoziteli bonding ajanının silan ajanı ile birlikte kullanılmasının seramik yüzeyinin rezin simanla ıslatılabilirliğini büyük ölçüde artırarak adezyon performansının gelişmesini sağlayacağı bildirilmiştir. (Reich ve ark., 2005). Çalışmamızda yüzey işlemleri grupları arasında bu materyal kullanılmıştır. Resin ve seramik esaslı restoratif materyallerin yüzey hazırlığı işlemleri arasında silan içerikli adeziv kullanımının incelenmesi ve diğer uygulamalar ile karşılaştırılmasının klinik uygulamalar için yararlı olabileceği düşünülmektedir.

İkemura ve ark. (2011); aralarında seramik de bulunan farklı dental materyallere silan-monomer karışımı uygulamış ve yüksek bağ dayanımı değerleri elde etmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu çalışmayla örtüşmektedir. Yüzey işlemleri arasında en yüksek değerler single bond universal adezivin kullanıldığı KS (91.72±16.4) ve AS (87.35±15.6) gruplarında kaydedilmiştir. Kim ve ark. (2014); mikro makaslama testiyle, farklı çok amaçlı adezivlerin zirkonya resin bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar, çalışmamızla benzer şekilde en yüksek değerlerin single bond universal adeziv grubunda olduğunu rapor etmişlerdir.

Seramik-resin bağında hidrolitik bozulma termal siklus ya da suda bekletme uygulamalarıyla test edilmektedir. Termal siklus ve suda bekletme uygulamaları silan-

seramik bağına yıkıcı etkide bulunmaktadır (Li, 2010; Zortuk ve ark., 2010). Seramik ile kompozit rezinin bağlantısında kuru koşullarda gerçekleştirilen bağlantı dayanımı testlerinde adezyon ilkelerinden mikro mekanik bağlanmanın bağ dayanımını belirlediği gözlenirken yaşlandırma uygulanan örneklerde kimyasal adezyonun bağ dayanımını belirlemede daha baskın olduğu gözlenmektedir (Özcan ve ark., 2009). Simantasyonun hemen ardından bağlanma kuvvetinin yüksek seviyede olması istenir ve bu durum simantasyon sonrasındaki erken dönemdeki başarısızlıkların azalmasında etkili olabilir (Kamada ve ark., 2001). Bu nedenle simantasyon sonrası herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulamadan bağ dayanımı testlerinin gerçekleştirilmesinin klinikteki anlamı erken dönem başarısızlıkların değerlendirilmesi olabilir. Bu çalışmada ısıl döngü uygulanmadan gerçekleştirilen bağ dayanım testleri erken dönem simantasyon bağlantı değerlerinin kaydedilmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Rezin simanın ısıl genişleme katsayısı seramiğin ısıl genişleme katsayısından daha fazladır. Isıl genişleme katsayılarındaki bu fark nedeniyle ısıl döngü uygulanan seramikte ısıl stres oluşurken kompozit yapının su emilimi artmaktadır (Li, 2010; Zortuk ve ark., 2010). Bununla birlikte bazı çalışmalarda yaşlandırma uygulamalarının seramik-rezin arasındaki bağlantıyı anlamlı şekilde etkilemediği belirtilmiştir (Brentel ve ark., 2007; Akın ve ark., 2012). Tez çalışmamızda bağlantı testleri simante edilen örneklerle yaşlandırma işlemi uygulanmadan gerçekleştirilmiştir.

Literatürde, kompozit rezin ve seramiklerin özelliklerini birleştiren güncel CAD/CAM materyallerinin rezin simanlarla bağlantısını inceleyen araştırmalar çok az sayıdadır. Elsaka (2014); yaptığı çalışmada farklı yüzey işlemleri uyguladığı PICN ve RNC materyallerinin rezin simanla bağlantısını mikro çekme testi uygulayarak incelemiştir. Frankenberger ve ark.'nın çalışmasında (2015); PICN ve RNC'nin de aralarında bulunduğu farklı CAD/CAM materyallerinin iki farklı rezin simanla bağ dayanımı mikro çekme testiyle değerlendirilmiştir. Bu çalışmaların ikisinde de bağlanma dayanımını ölçmek için mikro çekme testi kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan materyallerin rezin simanla bağ dayanımının değerlendirilmesinde dört nokta eğme testi kullanılmıştır.

Bağ dayanımını ölçmek için kullanılan test yöntemleri; başarısızlık oluşana kadar adeziv alanda stres oluşturacak bir kuvvetin uygulanması esasına dayanır.

Yüzeyler arasındaki bağ dayanımını doğru bir şekilde ölçmek için; test yöntemlerinden bağımsız olarak, kuvvet uygulandığında en çok stres oluşan bölgenin bağlantı ara yüzü olması önemlidir (Valandro ve ark., 2008).

Birçok çalışmada test esnasında bağlantı ara yüzeyinde uniform olmayan stresler oluştuğunu gösterilmiştir (Della Bonna ve van Noort, 1995; Della Bona ve ark., 2000). Bir örnekte tek tipte stres oluşturmak oldukça zordur. Genellikle basma, çekme ve makaslama streslerinin bir arada olduğu kompleks stres dağılımları gözlenir (Ban ve Anusavice, 1990). Berenbaum ve Brodie (1959); 4 nokta eğme testi ile örneğin destekleyici uçlar tarafındaki yüzeyinde saf çekme gerilmesi oluştuğunu ve dolayısıyla kırılmanın tek tipte stresle oluşacağını belirtmişlerdir.

Kırılğan materyaller basma kuvvetlerine göre çekme kuvvetlerinde daha zayıftırlar. Bu sebeple, çekme dayanımı dental restorasyonların başarısızlık potansiyelinin belirlenmesi konusunda; kırılğan materyaller için daha anlamlı bir özellik olarak kabul edilmektedir (Ban ve Anusavice, 1990).

Stres dağılımı analizi yapan birçok çalışma; bazı bağ dayanımı testlerinde, bağlantı bölgesinde uygun bir stres alanı oluşmadığını göstermiştir (DeHoff ve ark., 1995; Verslius ve ark., 1997). Örneğin makaslama testleri; bağlantı ara yüzünde homojen olmayan stres dağılımı oluşması; sonuçların hatalı yorumlanabileceği ve kırılmanın sıklıkla adeziv ara yüzde değil; substratta koheziv olarak meydana gelmesi sebebiyle eleştirilmektedir. Bu tipte kırılma görülmesi gerçek bağ dayanımı değerleriyle ilgili sınırlı bilgi sağlayabilir ve adezivin bağlanma performansının yanlış yorumlanmasına sebep olabilir. (El Zohairy ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2008). Üç nokta eğme testinde; uniform olmayan merkezi bir stres alanı oluşmakta ve makaslama stresleri gözlenebilmektedir. Dört nokta eğme testinde ise kuvvet uygulayan iki kuvvet ucu arasında uniform bir stres alanı meydana gelir ve üç noktaya göre daha güvenilir sonuçlar elde edilir (McGuire ve Jenkins, 2002; Fischer ve ark., 2008). Çekme testi ile daha çok adeziv tipte kırıklar oluştuğu ve daha doğru sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir. Bununla birlikte bu testten elde edilen sonuçlar örnek geometrisinden ve kuvvet uygulama esnasında oluşan uniform olmayan stresten büyük oranda etkilenmektedir (El Zohairy ve ark., 2003).

Fischer ve ark. (2008); zirkonya üzerine uyguladıkları veneer seramiklerin eğme dayanımını üç nokta, dört nokta ve biaksiyal eğme testlerini kullanarak karşılaştırmıştır. Araştırmacılar; farklı seramik materyalleri için istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların en çok dört nokta eğme testinde görüldüğünü rapor etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre 4 nokta eğme testinin bilimsel çalışmalarda kullanımını önermektedirler.

Dört nokta eğme testi için örneklerde kenar kırıkları oluşması bir dezavantaj olarak gösterilmektedir (Jin ve ark., 2004). Ancak çalışmamızda hiçbir örnekte bu tipte bir başarısızlığa rastlanılmamıştır. Dört nokta eğme testinin diğer avantajları; örnek hazırlığının nispeten daha kolay olması, örnekler için herhangi bir tutucu aparat hazırlığı gerekmemesi (Zhai ve ark., 1999; Jin ve ark., 2004) ve saf çekme gerilmesi elde edilebilmesi (Ban ve Anusavice, 1990) olarak sıralanabilir. Bu nedenle çalışmamızda; kuvvet uygulanan alanda homojen stresler oluşturan ve kırığın en zayıf bölgede oluşmasını sağlayan dört nokta eğme testinin kullanılması tercih edilmiştir.

Zhai ve ark. (1999); çalışmalarında dört nokta eğme testi sonuçlarının örnek geometrisinden etkilendiğini; 3 mm'den ince örneklerde kırılmanın kuvvet uygulayan uçlara yakın bir alanda gözlenirken, daha kalın örneklerde kuvvet uygulayan uçların ortasına yakın alanlarda gözlendiğini rapor etmişlerdir. Bu konuyla ilgili var olan standartlardan yararlanmak mümkündür. Bu çalışmada örnek kalınlığı ISO standartlarına göre 1.2 mm olarak belirlenmiştir (ISO, 2008). Zhai ve ark.'nın (1999) çalışmasından farklı olarak, dört nokta eğme testi sonrasında tüm kırılmalar bağlantı ara yüzeyinde meydana gelmiştir.

Farklı materyallerden oluşan iki tabakalı kompozitlerin ara yüzeyinde görülen kırılmanın mekanik davranışı birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir (Charalambides ve ark. 1989; Cannon ve ark., 1991; Cazzato ve ark., 1997). Charalambides ve ark.'nın (1989) önerdiği; ara yüzdeki kritik enerji salınımının dört nokta eğme testi ile değerlendirilmesini sağlayan yöntem sıklıkla tercih edilmektedir (Hofinger ve ark., 1998). Araştırmacı örnek tasarımında bağlantısını değerlendireceği materyalleri arada adeziv olacak şekilde üst üste yapıştırdıktan sonra bir başlangıç çentiği hazırlayarak 4 nokta eğme testini uygulamaktadır. Standartlara göre (ISO, 2008) dört nokta eğme testi için gereken minimum örnek uzunluğu 20 mm'dir.

Çalışmada değerlendirilen yeni CAD/CAM materyallerinin (V ve U grubu) bu boyutlarda bloğu bulunmamaktadır. Buna ek olarak hazırlanan çentiğin 1.2 mm kalınlıktaki örneklerin dayanıklılığını da etkileyebileceği düşünülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda Charalambides ve ark.'na ait örnek tasarımı tercih edilmemiştir.

Bu çalışmada her iki substrat da aynı malzemeden seçilmiştir ve simantasyon yüzeylerine yüzey hazırlık işlemi uygulandıktan sonra adeziv simanla uç uca yapıştırılmışlardır. Elde edilen örneğin bağlantı ara yüzü, test düzeneğinde kuvvet uygulayan iki ucun arasında tam ortada yer alacak şekilde yerleştirilmiş ve bağ dayanımı bu örnek tasarımı ile ölçülmüştür. Literatürde aynı örnek tasarımı kullanarak dört nokta eğme testi ile bağ dayanımını inceleyen iki çalışma mevcuttur. Staninec ve ark. (2008); self-etch adeziv simanla uç uca simante ettikleri kompozit-dentin ara yüzeyinin kırılma ve döngüsel yorulma özelliklerini dört nokta eğme testi ile incelemişlerdir. Aynı şekilde Mirmohammadi ve ark. (2010); zirkonya-kompozit rezin ara yüzündeki bağ dayanımına döngüsel yorulmanın etkisini dört nokta eğme testi ile değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar zirkonya ve kompozit rezinden elde ettikleri örnekleri uç uca yapıştırmışlardır. Dört nokta eğme testi için bu örnek tasarımının kullanıldığı çalışmalarda her iki substratın da aynı malzemeden yapılmış olması gerekmektedir. Örnek tasarımında substratların farklı malzemelerden kullanılması dolayısıyla, test düzeneğindeki uçlar aynı kuvveti uygulasa da malzemeler farklı olduğu için kuvvet farklı etkiler oluşturacak ve ara yüzde saf bir eğme kuvveti uygulamak mümkün olmayacaktır (Granjon, 1991). Bu nedenle iki çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızdaki örnek tasarımında uç uca simante etmek için aynı malzemeler kullanılmıştır.

Literatürde kırık tipleriyle ilgili olarak düşük bağlantı değerlerinin yüksek oranda adeziv başarısızlıkla ilişkili olduğu belirtilmiştir (Toledano ve ark., 2006). Çalışmamızda en düşük bağlantı değerlerinin görüldüğü kontrol grubu en çok adeziv kırığın (%67.5) görüldüğü gruptur. Toledano ve ark. (2006); karışık ve koheziv kırık tiplerinin klinik olarak daha kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir. Yapıştırma simanının koheziv kırılması kırılmanın kaynağının bağlantı ara yüzeyi değil simanın içerisindeki çatlaklar olduğuna işaret eder. Dolayısıyla simanın koheziv kırılması, oluşabilecek en iyi bağlantı koşulunun sağlandığını gösterir (Pollington ve ark., 2010). Çalışmamızda yüzey işlemi grupları arasında en yüksek FPBS değerlerinin görüldüğü

gruplar olan AS (%62.5) ve KS (%47.5) gruplarında en fazla miktarda görülen kırık tipi koheziv kırık olmuştur. Yine AS (%7.5) ve KS (%17.5) gruplarında gözlenen adeziv kırık oranı da diğer gruplara oranla anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0.05$).

K yüzey işlemi grubuna bakıldığında kırık tiplerinin %40'ı adeziv %25'i koheziv ve %35'i karışık tiptedir. A yüzey işlemi grubunda %30 adeziv, %27.5 koheziv ve %42.5 oranın karışık tipte kırık gözlenmiştir. Bu iki grupta; FPBS bağlantı değerlerinde olduğu gibi koheziv tipte kırık oranında da KS ve AS gruplarına göre anlamlı bir düşüş gözlenmektedir. Çalışmada kullanılan materyaller için mekanik pürüzlendirme sonrası single bond universal adeziv kullanımı hem bağlantı değerlerini hem de koheziv kırık miktarını anlamlı oranda arttırmıştır.

Çalışmamızda yüzey işlemlerinden bağımsız olarak materyal gruplarında gözlenen kırık tipleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.610$).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Uygulanan yüzey hazırlık işlemleri materyallerin rezin simanla bağlantı dayanımını arttırmıştır. Bu sonuca göre çalışmanın, uygulanan yüzey hazırlık işlemlerinin bağlantı değerlerini etkilemeyeceği yönündeki sıfır hipotezi reddedilmiştir.
2. Silan içerikli adezivin, özellikle hibrit materyallerin simantasyonunda mekanik pürüzlendirme yöntemlerinden sonra uygulanmasının bağlantı değerlerini anlamlı oranda geliştireceği düşünülmektedir.
3. Lityum disilikat seramik için mekanik pürüzlendirme amacıyla HF asidin kullanımı kumlama göre daha üstün bulunmuştur.
4. Feldspatik seramik için asitle pürüzlendirme veya kumlama işlemleri sonrası single bond universal adeziv uygulanması uygun bağlantı değerleri sağlayabilen yüzey işlemleridir.
5. RNC materyali için en ideal yüzey işlemi kumlama + silan içerikli adeziv olarak belirlenmiştir. Bu materyal için asitle pürüzlendirmenin yeterli mekanik retansiyonu sağlayacak yüzey pürüzlülüğünü sağlayamayacağı düşünülmektedir.
6. PICN materyali için kumlama veya asitle pürüzlendirme sonrası single bond universal uygulanmasının uygun bağlantı değerleri sağlayabileceği düşünülmektedir.
7. Dört nokta eğme testi taranabilen literatürde ilk kez seramik/hibrit-rezin siman arasındaki bağlantıyı değerlendirmek için bu çalışmada kullanılmıştır. Bağlantı değerleri saf bir şekilde kaydedilebildiği için seramik/hibrit-rezin siman bağlantısının ölçümünde uygun bir test yöntemi olarak kullanılabilirliği gösterilmiştir.

KAYNAKLAR

- Aboushelib M. N., de Jager N., Kleverlaan C. J., Felizer A. J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all ceramic restorations. *Dent Mater*; 21:984-991.
- Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., & Feilzer A. J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*; 22(9), 857-863. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.014
- Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2007). Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*; 98(5), 379-388. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60123-1
- Aboushelib M. N., Sleem D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*; 16:547-552.
- Adler P. S. (1989). CAD/CAM Managerial Challenges and Research Issues. *IEEE Transactions on Engineering Management*, 36(3).
- Akbar J.H., Petrie C.S., Walker M.P., Williams K., Eick J.D. (2006) Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont*; 15:155-63.
- Akın G. E., Hergüner-SISO Ş., Akın H. (2012). Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 22(2):125-131.
- Andersson M., Oden A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51(1), 59-64.
- Andersson M., Razzoog M. E., Oden A., Hegenbarth E. A., Lang B. R. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*; 29(5), 285-296.
- Anusavice K. J., Shen C., Rawls H. R. (2013). *Philips' Science of Dental Materials* (12 ed.): Elsevier Saunders.

- Attia A., Abdelaziz K.M., Freitag S., Kern M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*; 95:117-23.
- Ban S., Anusavice K. J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*; 69(12), 1791-1799.
- Berenbaum R., Brodie I. (1959). Measurement of the tensile strength of brittle materials. *British Journal of Applied Physics*; 10(6):281-287.
- Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J. A. (2009). Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*; 13(4), 445-451. doi: 10.1007/s00784-009-0249-5
- Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204(9), 505-511. doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350
- Bindl A., Luthy H., Mormann W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*; 22(1), 29-36. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.007
- Blatz M., Saden A., Kern M. (2003). Resin ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*; 89:268-74.
- Blatz M. B., Sadan A., Martin J., Lang B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*; 91(4), 356-362. doi: 10.1016/S0022391304000472
- Bowen R. L., Rodriguez M. S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*; 64, 378-387.
- Brentel A. S., Özcan M., Valandro L. F., Alarça L. G., Amaral R., Bottino M. A. (2007) Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater*; 23(11):1323- 31.

- Burrow M. F., Thomas D., Swain M. V., Tyas M. J. (2004). Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials*; 25(20), 5031-5035. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.01.060
- Cannon R. M., Dalgleish B. J., Daustkart R. K., Oh T. S., Ritchie R. O. (1991). Cyclic fatigue-crack propagation along ceramic/metal interfaces. *Acta Metallurgica et Materialia*; 39:2145–2156.
- Carvalho A. O., Bruzi G., Giannini M., Magne P. (2013). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*; 114(4), 310-7.
- Cazzato A., Faber K. T. (1997). Fracture energy of glass-alumina interfaces via the bimaterial bend test. *Journal of the American Ceramic Society*; 80:181–188.
- Chai T. I., Stein R. S. (1995). Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent*, 73(6), 534-541.
- Charalambides P. G., Lund J., Evans A. G., McMeeking R. M. (1989). A test specimen for determining the fracture resistance of bimaterial interfaces. *Journal of Applied Mechanics*; 56:77–82.
- Chen C., Trindade F. Z., de Jager N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*; 30(9), 954-962. doi: 10.1016/j.dental.2014.05.018
- Christensen G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*; 132(9), 1301-1303.
- Coldea A., Swain M. V., Thiel N. (2013a). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behavior Biomed Mater*; 26:34-42.
- Coldea A., Swain M. V., Thiel N. (2013b). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*; 29(4), 419-426. doi: 10.1016/j.dental.2013.01.002

- Coşkun A., Yaluğ S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 5(2).
- Craig R. G. (1997). *Restorative Dental Materials* (M. I. S. Louis Ed. 10 ed.).
- da Costa T. R., Serrano A. M., Atman A. P., Loguercio A. D., Reis A. (2012). Durability of composite repair using different surfacetreatments. *J Dent*;40:513–21.
- Dayangaç B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*: Öncü Basımevi Ankara.
- de Kok P., Kleverlaan C. J., de Jager N., Kuijs R., Feilzer A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*; doi: 10.1016/j.prosdent.2014.10.015
- DeHoff P. H., Anusavice K. J., Wang Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*; 11(2), 126-131. doi: 10.1016/0109-5641(95)80047-6
- Dejak B., Mlotkowski A. (2008). Three dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*; 99(2), 131-40.
- Della Bona A., van Noort R. (1995). Shear versus tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*; 74: 1591–1596.
- Della Bona A., Anusavice K. J., Shen C. (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*; 2: 305–313.
- Della Bona A., Anusavice K. J. (2002a). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*; 15(2), 159-167.
- Della Bona A., Anusavice K. J., Hood J. A. A. (2002b). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*; 15: 248-253.
- Della Bona A., Shen C., Anusavice K. J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*; 20: 338-344.

- Della-Bona A. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci*; 13(2), 101-109.
- Della Bona A., Corazza P. H., Zhang Y. (2014a). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic network material. *Dent Mater*; 30: 564-569.
- Della Bona A., Nogueira A. D., Pecho O. E. (2014b). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent*; 42(9), 1202-1209. doi: 10.1016/j.jdent.2014.07.005
- Denry I., Kelly J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*; 24(3), 299-307. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007
- Diaz-Arnold A. M., Vargas M. A., Haselton D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 81(2), 135-141.
- Duret F., Preston J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*; 1(2), 150-154.
- Ebert J., Ozkol E., Zeichner A., Uibel K., Weiss O., Koops U ve diğerleri. (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res*; 88(7), 673-676. doi: 10.1177/0022034509339988
- Edelhoff D., Beuer F., Schweiger J., Brix O., Stimmelmayer M., Guth J. F. (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*, 43(6), 457-467.
- El Zohairy A. A., de Gee A. J., Mohsen M. M., Feilzer A. J. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*; 19: 575-583.
- El Zohairy A. A., de Gee A. J., de Jager N., van Ruijven L. J., Feilzer A. J. (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*; 83(5), 420-424.
- Elsaka S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*; 16(6), 531-540. doi: 10.3290/j.jad.a33198

- Fasbinder D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*; 23(10), 911-916, 918, 920 passim; quiz 924.
- Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D. R., Lampe K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*; 136(12), 1714-1723.
- Fasbinder D. J. (2010a). Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent*; 31 Spec No 4, 2-11; quiz 12.
- Fasbinder D. J. (2010b). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*; 31(9), 702-704, 706, 708-709.
- Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D., Neiva G. (2010c). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*; 141 Suppl 2, 10S-14S.
- Fasbinder D. (2012). Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent*; 33(9), 666-668, 670, 672 passim.
- Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*; 135 Suppl, 11S-16S.
- Filser F., Kocher P., Weibel F., Luthy H., Scharer P., Gauckler L. J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*; 4(2), 89-106.
- Fischer J., Grohmann P., Stawarczyk B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*; 27(3), 448-454.
- Frankenberger R., Hartmann V. E., Krech M., Kramer N., Reich S., Braun A., Roggendorf M. (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comp Dent*; 18 (1); 9-20.
- Gehrt M., Wolfart S., Rafai N., Reich S., Edelhoff D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*; 17(1), 275-284. doi: 10.1007/s00784-012-0700-x

- Giordano R., Cima M., Pober R. (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*; 8(4), 311-319.
- Giordano R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl, 14S-21S.
- Giordano R., McLaren E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*; 31(9), 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
- Glauser R., Sailer I., Wohlwend A., Studer S., Schibli M., Scharer P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*; 17(3), 285-290.
- Gökçe B., Özpınar B., Dündar M., Çömlekoğlu E., Sen B. H., Güngör M. A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*; 32(2), 173-178. doi: 10.2341/06-52
- Granjon H. (1991). Fundamentals of welding metallurgy, Abington Publishing, Cambridge, UK, 192-206.
- Griggs J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*; 51(3), 713-727, viii. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.006
- Guazzato M., Albakry M., Swain M. V., Ironside J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*; 15(4), 339-346.
- Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*; 33(1), 9-18. doi: 10.1016/j.jdent.2004.07.001
- Guess P. C., Zavanelli R. A., Silva N. R., Bonfante E. A., Coelho P. G., Thompson V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*; 23(5), 434-442.

- Guess P. C., Schultheis S., Bonfante E. A., Coelho P. G., Ferencz J. L., Silva N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*; 55(2), 333-352, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.01.005
- Harianawala H. H., Kheur M. G., Apte S. K., Kale B. B., Sethi T. S., Kheur S. M. (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*; 6(6), 456-461. doi: 10.4047/jap.2014.6.6.456
- Haselton D. R., Diaz-Arnold A. M., Hillis S. L. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 83(4), 396-401.
- He L. H., Purton D., Swain M. V. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*; 22:1639–1643
- Heffernan M. J., Aquilino S. A., Diaz-Arnold A. M., Haselton D. R., Stanford C. M., Vargas M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*; 88(1), 4-9.
- Heikkinen T. T., Matinlinna J. P., Vallittu P. K., Lassila L. V. J. (2010). Effect of Primers and Resins on the Shear Bond Strength of Resin Composite to Zirconia. *SRX Dentistry*; 2010, 1-8.
- Ho G. W., Matinlinna J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*; 3, 109-115.
- Hofinger I., Oechsner M., Bahr H. A., Swain M. V. (1998). Modified four point bending specimen for determining the interface fracture energy for thin, brittle layers. *Int J Fracture*; 92:213-220.
- Holand W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*; 53(4), 297-303.
- Holand W., Rheinberger V. (2003). control of nucleation in glass ceramics. *the royal society*.

- Holand W., Schweiger M., Watzke R., Peschke A., Kappert H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*; 5(6), 729-745. doi: 10.1586/17434440.5.6.729
- Holt L. R., Boksman L. (2012). Monolithic zirconia: minimizing adjustments. *Dent Today*; 31(12), 78, 80-71.
<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html>.
- Ikemura K., Tanaka H., Fujii T., Deguchi M., Endo T., Kadoma Y. (2011). Development of a new single-bottle multi-purpose primer for bonding to dental porcelain, alumina, zirconia, and dental gold alloy. *Dent Mater J*; 30:478–84.
- ISO. (2008). Dentistry-Ceramic Materials (ISO 6872: 2008): Estonian Centre for Standardisation.
- Jin J., Takahashi H., Iwasaki N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J*; 23(4), 490-496.
- Kaiser M., Wasserman A., Strub J. R. (2006). [Long-term clinical results of VITA In-Ceram Classic: a systematic review]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 116(2), 120-128.
- Kamada K., Yoshida K., Atsuta M. (1998). Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *Oper Dent*; 23: 250-7.
- Karaalioglu O. F., Duymuş Yeşil Z. (2008). Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 18(1), 25-32.
- Kassem A. S., Atta O., El-Mowafy O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*; 21:28-32.
- Kelly J. R., Benetti P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*; 56 Suppl 1, 84-96. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x
- Kern M., Wegner S. M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*; 14(1), 64-71.

- Kim J. H., Chae S. Y., Lee Y., Han G. J., Cho B. H. (2014). Effect of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Oper Dent*; 40(1):55-62.
- Kiyan V. H., Saraceni C. H. C., Silveira, B. L., Aranha, A. C. C., Eduardo, C. P. (2007). The Influence of Internal Surface Treatments on Tensile Bond Strength for Two Ceramic Systems. *Oper Dent*; 32(5): 457-465.
- Klink A., Huettig F. (2013). Complication and survival of Mark II restorations: 4-year clinical follow-up. *Int J Prosthodont*; 26(3), 272-276. doi: 10.11607/ijp.3287
- Kohal R. J., Weng D., Bachle M., Strub J. R. (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*; 75(9), 1262-1268. doi: 10.1902/jop.2004.75.9.1262
- Krejci I., Lutz F., Reimer M. (1994). Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int*, 25(3), 199-207.
- Kupiec K. A., Wuertz K. M., Barkmeier W. W., Wilwerding T. M. (1996). Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent*; 76: 119—24.
- Kunzelmann K. H., Jelen B., Mehl A., Hickel R. (2001). Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*; 4(3), 171-184.
- Li R. (2010). Development of a ceramic primer with higher bond durability for resin cement. *J Oral Rehabil*; 37(7):560-8.
- Li R. W., Chow T. W., Matinlinna J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*; 58(4), 208-216. doi: 10.1016/j.jpor.2014.07.003
- Liu P. R., Essig M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*; 29(8), 482, 484, 486-488 passim.
- Luthardt R. G., Sandkuhl O., Reitz B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*; 7(4), 113-119.

- Magne P., Knezevic A. (2009a). Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int*; 40(9), 729-37.
- Magne P., Knezevic A. (2009b). Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int*; 40:125-33.
- Manicone P. F., Rossi Iommetti P., Raffaelli L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*; 35(11), 819-826. doi: 10.1016/j.jdent.2007.07.008
- Manso A. P., Silva N. R., Bonfante E. A., Pegoraro T. A., Dias R. A., Carvalho R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*; 55(2):311-32.
- Marquardt P., Strub J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*; 37(4), 253-259.
- Matinlinna J. P., Lassila L. V., Ozcan M., Yli-Urpo A., Vallittu, P. K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*; 17(2), 155-164.
- Mattiello R. D. L., Coelho T. M. K., Insaurralde E., Coelho A. A. K., Terra G. P., Kasuya A. V. B. ve diğ erleri. (2013). A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*.
- McGuire S. K., Jenkins M. G. (2002). CERAMICS TESTING. In M. Kutz (Ed.), *Handbook of Materials Selection*: John Wiley & Sons, Inc., New York.
- McLaren E. A., Cao P. T. (2009). Ceramics in Dentistry Part I: Classes of Materials. *Inside Dentistry*, 5(9).
- McLaren E. A., Whiteman Y. Y. (2010). Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent*; 31(9), 666-668, 670, 672 passim; quiz 680, 700.

- McLean J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics* (Vol. 1): Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois.
- Meyenberg K. H., Luthy H., Scharer P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*; 7(2), 73-80.
- Mirmohammadi H., Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Jager N. J., Feilzer A. J. (2010). The influence of rotating fatigue on the bond strength of zirconia-composite interfaces. *Dent Mater*; 26:627-633.
- Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*; 28(1), 44-56.
- Miyazaki T., Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*; 56 Suppl 1, 97-106. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x
- Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H., Ban S., Kobayashi T. (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*; 57(4), 236-261. doi: 10.1016/j.jpor.2013.09.001
- Mormann W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl, 7S-13S.
- Nakajima H., Okabe, T. (1996). Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent Mater J*; 15(2), 77-90.
- Neis C. A., Albuquerque N. L. G., Albuquerque I. S., Gomes E. A., de Souza-Filho C. B., Feitosa V. P. ve diğerleri. (2015). Surface treatments for repair of feldspathic, leucite and lithium disilicate reinforced glass ceramics using composite resin. *Braz Dent J*; 26(2): 152-155.
- O'Brien W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (I. Quintessence Publishing Co Ed. 3 ed.).
- Oden A., Andersson M., Krystek-Ondracek I., Magnusson D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*; 80(4), 450-456.

- Odman P., Andersson B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*; 14(6), 504-509.
- Otto T., De Nisco S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*; 15(2), 122-128.
- Özcan M., Valandro L. F., Amaral R., Leite F., Bottino M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater*; 25(12):1477-83.
- Pest L. B., Cavalli G., Bertani P., Gagliani M. (2002). Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push out tests and SEM observations. *Dent Mater*; 18(8), 596-602.
- Peumans M., Van Meerbeek B., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G. (1999). Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dent Mater*; 15(2):105-19.
- Peumans M., Hikita K., De Munck J., Van Landuyt K., Poitevin A., Lambrechts P. ve diğerleri. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*; 35(4), 282-288. doi: 10.1016/j.jdent.2006.09.006
- Phrukkanon S., Burrow M. F., Tyas M. J. (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*; 14(3), 212-221.
- Piasek J. R., Wolter S. D., Stoner B. R. (2011). Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater*; 27: 99-105.
- Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*; 20(1), 1-25.
- Pjetursson B. E., Sailer I., Zwahlen M., Hammerle C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*; 18 Suppl 3, 73-85. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x

- Pollington S., Fabianelli A., van Noort R. (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass ceramic following different surface treatments. *Dent Mater*; 26:864-872.
- Queiroz J. R., Souza R. O., Nogueira Junior L. Jr., Özcan M., Bottino M. A. (2012). Influence of acid etching and ceramic primers on the repair of a glass ceramic. *Gen Dent*; 60(2):79-85.
- Reich S. M., Wichmann M., Frankenberger R., Zajc D. (2005). Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspathic ceramic. *J Biomed Mater. Res. Part B: Applied Biomaterials*; 74(2): 740-746.
- Rekow D. (1987). Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*; 58(4), 512-516.
- Rojas-Vizcaya F. (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont*; 20(7).
- Ronald L., Sakaguchi P. D., John M. Powers P. D. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials*: ELSEVIER/MOSBY.
- Rosenblum M. A., Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*; 128(3), 297-307.
- Ruse N. D., Sadoun M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*; 93(12), 1232-1234. doi: 10.1177/0022034514553976
- Rusin R. P. (2001). Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*; 22(6 Suppl), 35-41.
- Rüttermann S., Fries L., Raab W. H., Janda R. (2008) The effect of different bonding techniques on ceramic/ resin shear bond strength. *J Adhes Dent*; 10(3):197-203.
- Sadighpour L., Geramipناه F., Raeesi B. (2006). In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*; 3(3).

- Sailer I., Feher A., Filser F., Gauckler L. J., Luthy H., Hammerle C. H. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*; 20(4), 383-388.
- Saito A., Komine F., Blatz M. B., Matsumura H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*; 104(4), 247-257. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60133-3
- Sano H., Shono T., Sonoda H., Takatsu T., Ciucchi B., Carvalho R. ve diğeri. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*; 10(4), 236-240.
- Santos G. C., Jr., Santos M. J., Rizkalla A. S. (2009). Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc*; 75(5), 379-384.
- Sato K., Matsumura H., Atsuta M. (1999). Effect of three liquid bonding agents on bond strength to a machine milled ceramic material. *J Oral Rehabil*; 26: 570-4.
- Shiau J. Y., Rasmussen S. T., Phelps A. E., Enlow D. H., Wolf G. R. (1993). Analysis of the "shear" bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. *J Dent Res*; 72:1291-1297
- Shillingburg H. T., Hobo S., Whitsett L., Jacobi R., Brackett S. E. (2010). *Sabit Protezin Temelleri* (M. K. Ünsal & A. Üşümez, Trans.) (3 ed.): Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.
- Silva N. R., Witek L., Coelho P. G., Thompson V. P., Rekow E. D., Smay, J. (2011). Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*; 20(2), 93-96. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00623.x
- Sirimai S., Riis D. N., Morgano S. M. (1999). An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent*; 81(3):262-269.
- Souza R. O., Castilho A. A., Fernandes V. V., Bottino M. A., Valandro L. F. (2011). Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent*; 13(2):155-62.

- Springate S. D., Winchester L. J. (1991). An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod*; 18(3), 203-209.
- Staninec M., Kim P., Marshall G. W., Ritchie R. O., Marshall S. J. (2008). Fatigue of dentin-composite interfaces with four point bend. *Dent Mater*; 24:799-803.
- Stappert C. F., Att W., Gerds T., Strub J. R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*; 137(4), 514-522.
- Strub J. R., Rekow E. D., Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*; 137(9), 1289-1296.
- Sturzenegger B., Feher A., Luthy H., Schumacher M., Loeffel O., Filser, F. ve diğ erleri. (2000). [Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 110(12), 131-139.
- Suttor D., Bunke K., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G. (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*; 4(3), 195-206.
- Şahin E., Aktaş G., Özcan N., Hasanoğ lu Aydın D., Akça K. (2009). Restoratif Diş Hekimliğ inde CAD/CAM Laboratuvar Uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliğ i Fakültesi Dergisi*; 33(14), 41-46.
- Thornton I., Ruse N. D. (2014). Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks. *J Dent Res*; 93(Spec Iss): <https://iadr.confex.com/iadr/14iags/webprogram/Paper188234.html> (IADR abstract).
- Tian T., Tsoi J. K., Matinlinna J. P., Burrow M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*; 30(7), e147-162. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017

- Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*; 28(7), 529-535.
- Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K. J. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*; 26(4), 367-374.
- Toksavul S., Toman M. (2007). A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont*, 20(2), 168-172.
- Toledano M., Osorio R., Osorio E., Aguilera F. S., Yamauti M., Pashley D. H. ve diğlerleri. (2006). Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater*; 23:885-892.
- Trost L., Stines S., Burt, L. (2006). Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl, 32S-36S.
- Turkyilmaz I., Corrigan C. L. (2012). A custom-milled titanium complete-arch mandibular framework and a maxillary complete denture fabricated in 3 appointments: a dental technique. *Tex Dent J*; 129(7), 695-701.
- Türk A. G., Ulusoy M., Önal, B. (2014). İndirek Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 35(2), 1-8.
- Uludamar A., Akalın B., Özkan Y. K. (2011a). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J*; 14(2), 140-153.
- Uludamar A., Aygün Ş. (2011b). Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 21(2), 150-162.
- Ural Ç. (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve CAD/CAM Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*; 86(1), 27-38.
- Vagkopoulou T., Koutayas S. O., Koidis P., Strub J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*; 4(2), 130-151.

- Valandro L. F., Özcan M., Amaral R., Vanderlei A., Bottino M. A. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J*; 27(6): 849-855.
- Valenti M., Valenti A. (2009). Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int*; 40(7), 573-579.
- Van Noort R., Noroozi S., Howard I. C., Cardew G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent*; 17(2), 61-67.
- Van Noort R. (2002). *Introduction to Dental Materials* (M. M. Inc Ed. 2 ed.).
- van Noort R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater*; 28(1), 3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014
- Vargas M.A., Bergeron C., Diaz-Arnold A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc*; 142.
- Versluis A., Tantbirojn D., Douglas W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*; 76: 1298-1307.
- Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*; 32(3), 180-187. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x
- Weinstein M., Weinstein A. B. (1962). US Patent No. 3,052,982.
www.sirona.com.
- Xiao-ping L., Jie-mo T., Yun-long Z., Ling W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*; 18(3), 216-220.
- Yavuzylmaz H., Turhan B., Bavbek B., Kurt E. (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*; 22(1), 41-48.
- Yen T. W., Blackman R. B., Baez R. J. (1993). Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*; 70:224-233.

- Zaimoğlu A., Can G. (2011). *Sabit Protezler* (Vol. 31). Ankara Üniversitesi Basımevi: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Zarone F., Russo S., Sorrentino R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*; 27(1), 83-96. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.024
- Zeng K., Oden A., Rowcliffe D. (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*; 11(2), 183-189.
- Zhai T., Xu Y. G., Martin J. W., Wilkinson A. J., Briggs G. A. D. (1999). A self-aligning four point bend testing rig and sample geometry effect in four point bend fatigue. *Int J Fatigue*; 21:889-894.
- Zogheib L. V., Bona A. D., Kimpara E. T., McCabe J. F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*; 22(1), 45-50.
- Zortuk M., Kılıç K., Gürbulak A. G., Kesim B., Üçtaşı S. (2010). Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dent Mater*; 29(4):418-24.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Meltem BEKTAŞ KÖMÜRCÜOĞLU

Doğum Yeri : TRABZON

Doğum Tarihi : 20.11.1986

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : dtmeltembektas@hotmail.com

İletişim Bilgileri : 05069745689

Öğrenim Durumu : Lisans

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Gazi Üniversitesi	2009
Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi/Diş Hekimliği Fakültesi	Ordu Üniversitesi	Devam Ediyor

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Diş Hekimi	Sağlık Bakanlığı	2010- 2012

Yayınlar :