



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**REZİN-NANO SERAMİK VE POLİMER-İNFİLTRE
SERAMİKLERE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERLE
BAĞLANTISININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Numan TATAR

Samsun

Nisan-2016



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**REZİN-NANO SERAMİK VE POLİMER-İNFİLTRE
SERAMİKLERE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERLE
BAĞLANTISININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Numan TATAR

Danışman

Doç. Dr. Çağrı URAL

Samsun

Nisan-2016

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Numan TATAR tarafından Doç. Dr. Çağrı URAL Danışmanlığında hazırlanan “Rezin-Nano Seramik ve Polimer-İnfiltre Seramiklere Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Kompozit Rezinlerle Bağlantısının İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 28 / 04 / 2016 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. Burcu BAŞ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Çağrı URAL, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr. İbrahim DURAN, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Emir YÜZBAŞIOĞLU, İstanbul Medipol Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr. Seda CENGİZ, Bülent Ecevit Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /

Doç. Dr. Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Zor günlerimde sevgi ve desteği ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Emine TATAR ve biricik oğullarım Emir Alp TATAR ve Kerem TATAR’a,

Her zaman sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan anneme, babama ve abime,

Doktora eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, mesleğe ve eğitime bakış açımı şekillendiren tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Çağrı URAL’a,

Bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü öğretim üyeleri ve çalışma arkadaşlarıma,

Tez yazım aşamasında bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım ve laboratuvar çalışmalarında cihazlarını kullanmam için izin veren başta Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Başkanı Sayın Tevfik YAVUZ ve değerli bölüm çalışanlarına,

İstatistik analizinde yardımcı olan Öğr. Gör. Bülent ORDU ve Yrd. Doç. Dr. Tevfik YAVUZ’a

İÇTENLİKLE TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimince PYO.DIS.1903.15.001 numaralı proje ile desteklenmiştir.

ÖZET
REZİN-NANO SERAMİK VE POLİMER-İNFİLTRE SERAMİKLERE
UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERLE
BAĞLANTISININ İNCELENMESİ

Amaç: CAD-CAM üretim tekniğinde kullanılan yeni nesil rezin içerikli seramiklerin kompozit rezinlerle olan bağlantısındaki problemlerin önüne geçilebilmesi için farklı yüzey işlemlerini uygulamak ve bu doğrultuda en uygun yöntemin belirlenmesi amaçlandı.

Materyal ve Metot: İki farklı rezin içerikli hibrit seramik olan Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD-CAM bloklarından 60 ar adet örnek hazırlandı. Yüzey işlemleri öncesi, Vita Enamic ve Lava Ultimate test grupları her bir grup 12 örnek içerecek şekilde (n=12) tesadüfi olarak 5 gruba (Kontrol, Hidroflorik Asit, Hidroflorik Asit ile birlikte Silan, Fosforik Asit ile birlikte Silan, Silika kaplı Al_2O_3 tozu ile birlikte Silan) ayrıldı. Yüzey işlemi uygulanan her gruptan fazladan birer örnek hazırlandı ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) cihazı yardımı ile yüzey incelemesi yapıldı. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin 3D profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülük değerleri hesaplandı. Daha sonra örneklerle kompozit rezin bağlantısı yapıldı ve termal devirlendirme (5000 devir, 5-55°C) işlemi uygulandı. Yapay yaşlandırma işleminden sonra örneklerle universal test cihazı ile makaslama bağlantı testi uygulandı. Elde edilen veriler tek yönlü ANOVA testi sonrasında Tamhane testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi. Başarısızlık tiplerinin incelenebilmesi için her kırık tipinden birer örnek SEM ile incelendi.

Bulgular: Yüzey işlemi uygulamaları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde Vita Enamic bloklarda tüm alt gruplar kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bulundu, Lava Ultimate bloklarda ise Fosforik asit grubu dışındaki tüm alt gruplar kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). En yüksek bağlantı değeri her iki rezin içerikli seramik grubunda da tribokimyasal kaplama ile birlikte silan uygulamasında elde edildi.

Sonuç: Yapılan bu in vitro çalışma sonucunda rezin içerikli seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinde, en etkili yöntemin tribokimyasal kaplama ile beraber silan uygulanan grupta elde edildi, tüm yüzey işlemlerinin bağlantı dayanıklılık değerlerini anlamlı şekilde arttırdığı saptandı.

Anahtar Kelimeler: Hibrit Seramik; Kompozit Rezin; Resin İçerikli Seramik; Tam seramik; Yüzey İşlemi

Numan TATAR, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Nisan-2016

ABSTRACT
**EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON BOND STRENGTH OF
COMPOSITE RESIN TO RESIN NANO CERAMIC AND POLYMER**

Aim: Application of different surface treatments to avoid the bonding problems between the new generation resin matrix all ceramic systems and composite resin and to determine the most appropriate methods.

Material and Method: 60 samples were prepared from CAD/CAM blocks of two different resin matrix ceramics (Vita Enamic and Lava Ultimate). Before applying the surface treatments, the test groups of Vita Enamic and Lava Ultimate were divided into 5 subgroups randomly that each subgroups included 12 samples (Control, Hydrofluoric acid, Hydrofluoric acid with silane, Phosphoric acid, with silane, Silica coated Al_2O_3 sand with silane). An extra sample were selected from each subgroups for Scanning Electron Microscope (SEM) analyzing. Surface roughness values of all samples were measured with 3D profilometer after surface treatments were completed. After composite resin was bonded to samples, thermal cycling (5000 cycle, 5-55°C) was used. Shear bond strength test was performed with universal testing machine after artificial ageing. Shear bond strength was statistically analysed by ANOVA. One sample from each fracture types were evaluated by SEM.

Results: All subgroups were significantly higher than control group in Vita Enamic and for Lava Ultimate, all subgroups except Phosphoric acid group were significantly higher than control group ($p<0.05$). The highest bond strength values were observed with tribochemical coupling method with silane for both main groups.

Conclusion: All surface treatment methods increased the bond strength and the most effective method was tribochemical coupling method with silane application.

Keywords: All ceramic; Composite resin; Hybride ceramic; Resin matrix ceramic; Surface treatment methods

Numan TATAR, Ph. D. Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, April-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Derece santigrat
sn.	Saniye
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekaare
cm	Santimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
g	Gram
dk.	Dakika
vb.	Ve benzeri
Al ₂ O ₃ SiO ₂ 2H ₂ O	Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
Ar-Ge	Araştırma geliştirme
B ₂ O ₃	Boron Trioksit
Bis-GMA	Bisfenol glisidil dimetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum dioksit
EDS	Enerji Dağılımlı X ışınları Analizi
Er:YAG	Erbiyum Yitrium Alüminyum Garnet
F	Florid
GPa	Gigapaskal
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
HIP	Hot İsostatik Press
HF	Hidroflorik asit
HMg _{2.5} Si ₄ O ₁₀ F ₂	Tetrasilisik flormika
ISO	International Organization for Standardization
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Potasyum aluminyum silikat
K ₂ O	Potasyum Oksit (Potas)

Li₂O	Lityum oksit
Li₃PO₄	Lityum ortofoşfat
Li₂Si₂O₅	Lityum disilikat
LED	Light Emitting Diode
LU	Lava Ultimate
MPa	Megapaskal
MgO	Magnezyum oksit
Mg	Magnezyum
MgAl₂O₄	Magnezyum spinel
MPS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
MDP	Metakriloksidesildihidrojenfoşfat
N	Newton
Nd:YAG	Neodymium Yitriyum Alüminyum Garnet
Na₂O	Soda
Na₂OAl₂O₃6SiO₂	Sodyum feldspar
O⁻	Oksijen
P₂O₅	Fosfor pentaoksit
QTH	Quartz tungsten halojen
RCN	Rezin Nanoseramik
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
Si₄⁺	Silisyum
SiO₄	Silisyum tetraoksit
(SiO₄)⁴⁻	Silisyum tetrahedralden
SiO₂	Silisyum dioksit (Silika)
TEG-DMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	Titanyum
TiO₂	Titanyum Dioksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
U.V	Ultraviole
VE	Vita Enamic
Y	Yitriyum

Y₂O₃	Yitrium oksit
Y-TZP	Yitrium ilaveli tetragonal zirkonyum polikristalleri
ZLS	Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
ZrSiO₂	Zirkonyum silikat



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental Seramikler	5
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	5
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri.....	7
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	9
2.2.1. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama.....	9
2.2.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama.....	10
2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama	10
2.3. Tam Seramikler	10
2.3.1. Slip-Cast Yöntemi.....	12
2.3.2. Isı ve Basınçla Şekillendirilen Yöntem.....	13
2.3.3. Dökülebilir Seramikler.....	13
2.3.4. İnfiltrasyon Seramikler	14
2.3.5. CAD/CAM ile Şekillendirilen Seramikler	14
2.4. CAD/CAM Üretim Teknolojisinde Kullanılan Güncel Sistemler.....	15
2.4.1. Cerec Sistemi	16
2.4.2. 3 Shape Sistemi.....	17
2.4.3. Procera Sistemi	17
2.4.4. Celay Sistemi	18
2.4.5. Cercon Sistemi	18
2.4.6. DC-HIP Zirkon Sistemi	19
2.4.7. Lava Sistemi.....	19
2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Güncel Restoratif Materyaller.....	20
2.5.1. Cam Seramikler	20
2.5.2. Alüminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramikler	25
2.5.3. Yttriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)	25
2.5.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler	26
2.5.5. Resin İçerikli Seramikler	27

2.6. Kompozit Rezinler.....	29
2.6.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	29
2.6.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırması	32
2.7. Tam Seramik Restorasyonların Rezinlerle Bağlantısı.....	34
2.7.1. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri	34
2.8. Porselen, Kompozit Rezin Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntem ve Analizler.....	39
2.8.1. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	39
2.8.2. Mekanik Testler	40
2.8.3. Yüzey Analiz Yöntemleri	42
3. MATERYAL VE METOT	46
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller.....	46
3.2. Rezin İçerikli Seramik Blokların Elde Edilmesi	49
3.3. Seramik Örneklerle Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	54
3.3.1. Kontrol Grubu.....	54
3.3.2. HF Asit Grubu.....	54
3.3.3. HF Asit ve Silan Grubu.....	55
3.3.4. Fosforik Asit ve Silan Grubu	56
3.3.5. Silika Kaplı Al ₂ O ₃ Tozu ve Silan Grubu	56
3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi.....	57
3.5. SEM Değerlendirilmesi	58
3.6. Kompozit Rezinlerin, Rezin İçerikli Seramik Yüzeylere Uygulanması.....	59
3.7. Yapay Yaşlandırma İşlemi	61
3.8. Makaslama Bağlantı Testinin Uygulanması.....	61
3.9. Yüzey Analizlerinin Uygulanması	62
3.9.1. Kırılma Analizi	62
3.9.2. SEM Analizi.....	63
3.10. İstatiksel Değerlendirme.....	63
3.10.1. Kullanılacak Örnek Sayısının Belirlenmesi.....	63
3.10.2. Sonuçların İstatiksel Değerlendirilmesi	64
4. BULGULAR	66
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları	66
4.2. 3 Boyutlu Profilometre Analizi Bulguları	68
4.3. SEM Yüzey Değerlendirmesi Sonuçları.....	70

4.4. Makaslama Bağlantı Testi Sonuçları.....	76
4.5. Kırık Analizi Sonuçları.....	80
4.6. Kırık Hattı SEM Değerlendirmesi Sonuçları.....	82
5. TARTIşMA	85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	97
KAYNAKLAR.....	98
ZGEMİş	113



1.GİRİŞ

Günümüz diş hekimliği pratiğinde, estetiği sağlamak, kaybolan diş ve çevre dokusunu telafi etmek, kaybolan fonksiyon ve fonasyonu yeniden sağlamak amacıyla sabit protezler rutin olarak kullanılmaktadır. Estetiği sağlamak amacıyla sabit protezlerde kullanılan seramik materyali, metal destekli seramik ve tam seramik olmak üzere iki uygulama alanına sahiptir. Her iki sistemin de kendi içinde avantaj ve dezavantajları olmakla birlikte, tam seramiklerin estetik özellikleri daha üstündür (Anusavice ve Phillips, 2003).

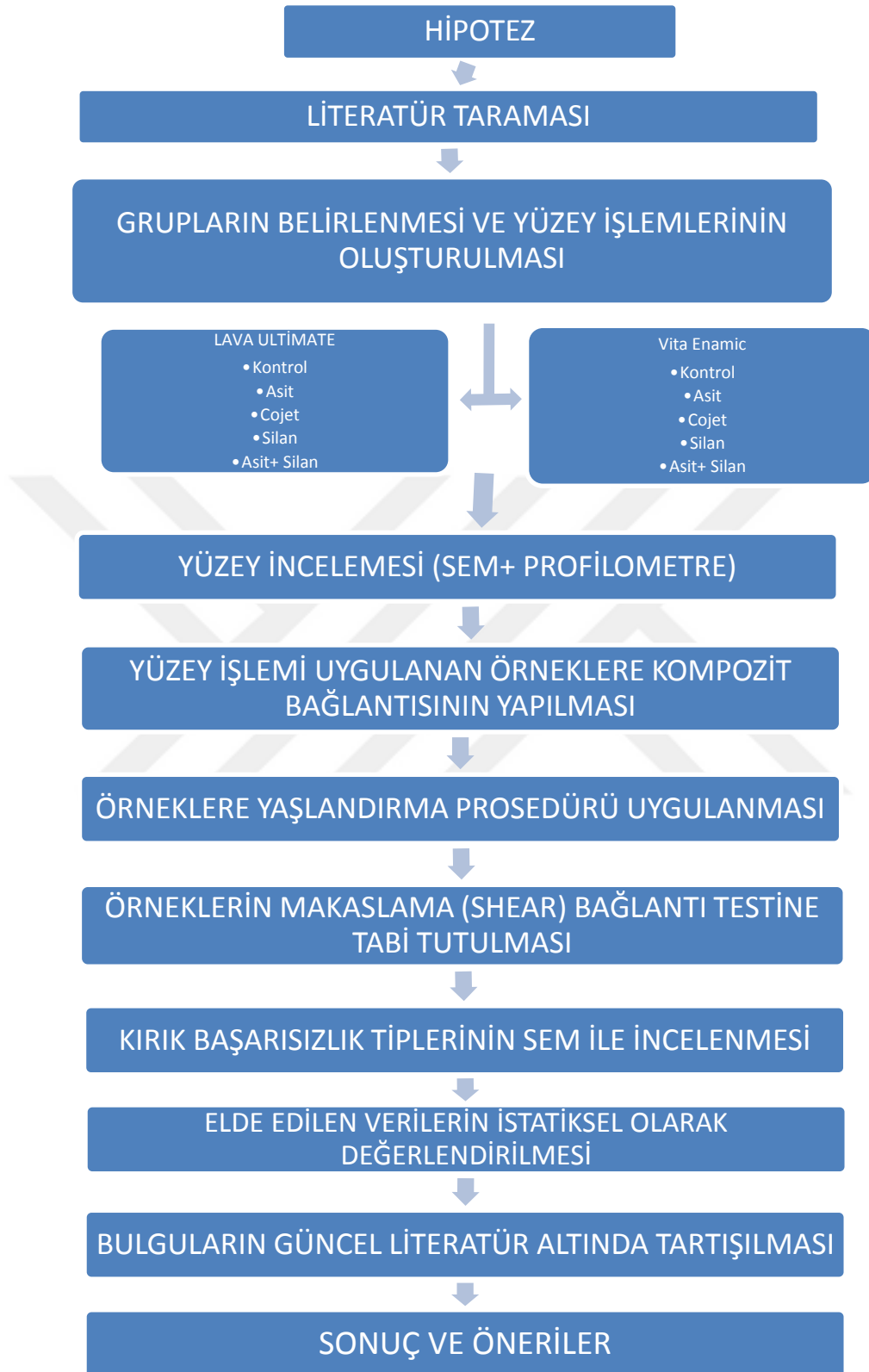
Günümüzde dental seramiklerin üretiminde birçok farklı teknik kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonlarda çoğunlukla sinterleme yöntemi kullanılırken, tam seramiklerde, sinterleme, slip-casting, ısı-basınç ve CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) gibi üretim teknikleri kullanılmaktadır. Tam seramiklerin final restorasyonun üretiminde CAD/CAM ve ısı basınçla şekillendirme gibi yöntemler kombine olarak da kullanılabilirler (Sakaguchi ve Powers, 2012). CAD/CAM uygulamalarının beraberinde getirdiği çapraz enfeksiyonun önüne geçilebilmesi, hata potansiyelini azaltması, geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmesi ve bekleme süresini ortadan kaldırması gibi avantajları bulunmaktadır (Liu, 2005; Palin ve Burke, 2005). Bununla birlikte yapılacak restorasyonlara sunduğu feldsapatik seramik, lityum disilikat, zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik ve hibrid seramik gibi geniş materyal çeşitliliği sayesinde klinik kullanımda konvensiyonel yöntemlere alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır.

Dental seramiklerin üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip olmasının yanısıra karşıt doğal diş aşınması ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Kompozit rezinlerin bunun gibi dezavantajları olmadığından dolayı kullanılacak restorasyonun seçiminde porselene alternatif olabilmektedir. Fakat kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, zayıf aşınma direnci ve düşük mekanik dayanıklılık gibi yapısal olarak dezavantajları da bulunmaktadır. Bu durum seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini bir arada sunan materyal arayışlarını gündeme getirmiştir (Coldea ve ark., 2013; Dirksen ve ark., 2013).

Son yıllarda seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek için araştırmalar yapılmaktadır. Farklı firmalar bununla ilgili yaptıkları çalışmalar sonucu CAD/CAM hibrit blokları piyasaya sunmuşlardır. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) rezin içerikli seramik bloklarını bunlardan bazılarıdır. Bu seramik bloklar seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini birleştiren çift fazlı yapıları sayesinde daha kolay işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve yüksek kırılma direnci gibi avantajlar sağlamaktadır (Spitznagel ve ark., 2014). Lava Ultimate, yüksek ısıyla polimerize edilmiş rezin matriks içinde gömülü nanoseramik doldurucu partiküller içermektedir. Kompozit ya da seramik olmayıp her iki materyalin karışımı olduğu bildirilen Lava Ultimate, üreticisi tarafından rezin nano seramik olarak sınıflandırılmıştır (Lava Ultimate, 2015). Vita Enamic ise, alüminyum oksitten zengin ince yapıli feldspatik matriks içine üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) polimerlerinin infiltre edilmesinden oluşmuştur ve üreticisi tarafından dünyanın ilk hibrit seramiği olarak tanıtılmıştır (Vita Enamic, 2015). Gracis ve ark. (2015), Vita Enamic ve Lava Ultimate blokları rezin içerikli seramikler sınıfında değerlendirmişlerdir.

Tam seramik restorasyonların yapımında veya bitiminden sonraki ağız içi uyumlama sırasında, oklüzal açıklığın oluşması, kontak noktalarının tam sağlanamaması gibi sorunlar oluşabilmekte ve restorasyonun kullanım sırasında kırılması gibi komplikasyonlar oluşabilmektedir. Bu gibi durumlarda restorasyon ya ağızdan çıkarılıp tekrardan fırınlama aşamasına sokularak ya da tamir materyalleri ile ilave ve düzenleme yapılarak bu eksiklik giderilmeye çalışılmaktadır. Restorasyonun yerinden çıkarılması, dişe uygulanan travma sonucu dişte kırık veya çatlak riski ve protez yerinden çıkarıldıktan sonra tekrar fırına girmesi ile oluşabilecek distorsiyon gibi çeşitli dezavantajlar içermektedir. Bu dezavantajlar göz önünde bulundurulduğunda, restorasyonun ağız içerisinde tamiri tavsiye edilmektedir (Appeldoorn ve ark., 1993; Kamada ve ark., 1998). Ağız içi tamir yönteminde kompozitin porselen yüzeyine bağlanması için, elmas frezle pürüzlendirme, air abrazyon (kumlama), asitle pürüzlendirme ve silika kaplama gibi mekanik bağlanma yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlere ilave olarak silan ve metal primer gibi kimyasal ajanların kullanılması da faydalanılmaktadır (Roulet ve Degrange, 2000). Tüm bu işlemlere

rağmen porselen ve rezin kompozit arasında yeterli bağlantı kuvveti oluşmamakta ve ilave edilen kompozit rezin bir süre sonra bağlantı başarısızlığı gösterip yerinden ayrılabilir. Bu çalışmanın amacı, yeni geliştirilen CAD/CAM blokları olan rezin içerikli seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, kompozit rezinin bağlanma dayanımlarını makaslama testi uygulayarak değerlendirmektir. Çalışmanın hipotezi; (1) rezin içerikli CAD/CAM seramik bloklarına uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğünü arttıracak; (2) rezin içerikli CAD/CAM seramik bloklarına uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezinle olan bağlantı dayanımını arttıracak; (3) farklı kompozisyonlara sahip rezin içerikli CAD/CAM blokların aynı yüzey işlemlerinde farklı bağlantı dayanım değerleri vereceği yönündedir. Çalışmamızın akış şeması aşağıda (Şekil 1) gösterilmiştir.



Şekil 1. Yapılan tez çalışmasının akış şeması

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Yunancada topraktan yapılmış (yanmış toprak) anlamına gelen “Keramikos” sözcüğünden türetilmiş olan seramik sözcüğü Türk Dil Kurumunca “Yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan nesne” olarak tanımlanmaktadır (TDK, 2007).

‘Dental seramik’ ifadesi geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselen’ terimi alt gruplardan birini ifade etmektedir. Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (genellikle oksijen ile) birleşiminden oluşan ametalik ve inorganik yapılardır (McLaren ve Cao, 2009). Dental porselenler ise sinterleme ile elde edilen, içerisinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matiks olup tümü ile cam faza geçmemiş seramik türüdür. (Yavuzylmaz, 1996).

Seramikler yapısı insanlar tarafından değiştirilmiş en eski inorganik materyallerdir. İçerdiği kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerin ilave edilmesi ve yüksek ısıda fırınlanması sonucu oluşan materyale “porselen” adı verilir. Dental seramikler de aynı formüle bağlı kalınarak üretildikleri için, dental porselenler tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Diş hekimliğinde porselen kullanımı 200 yıl öncesine dayanmaktadır. İlk olarak 18. yüzyılda kullanılmıştır (Kelly ve ark., 1996). 18. yüzyılda kayıp dişlerin tedavisinde insan-hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da porselen dişleri kullanılmıştır. 1723’te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengine benzeyen porselenlerle ilgili çalışmalar yapmaya başlamıştır. İlk başarılı porselen yapay dişleri 1774’te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant üretmiştir. 1808’de İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi, kişiye özel hazırlanan ve porselen dişlerin arka yüzeylerine platin pinler yerleştirilerek, metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. Fransız diş hekimi Planteau, 1817’de porselen dişleri ilk kez

Amerika'ya götürmüş ve yayılmasını sağlamıştır (Jones, 1985; Anusavice ve ark., 2012).

1903 yılında Charles Land tarafından ‘jaket kronlar’ olarak adlandırılan, platin folyo üzerine fırınlanan yüksek ısı porselenleri kullanılarak tam seramik restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Bu restorasyonların, düşük bükülme direnci ve kırılma dayanıklılığından dolayı kullanımları sınırlı kalmıştır (Akin, 1990; Anusavice ve ark., 2012; McLean ve Odont, 2001). 1958 yılında Vines ve arkadaşları; çok ince porselen tozunu düşük basınçta vakum altında pişirerek, porselenin translusensi ve estetik özelliklerini geliştirmişlerdir (Vines ve ark., 1958; McLean ve Odont, 2001).

1950’li yıllarda, porselenin metallerle desteklenerek sabit protezlerle kullanılabilirliği ile ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Lösit eklenmesi ile seramiğin genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımları ile güçlü bağlantı sağlanmıştır (Kelly ve ark., 1996; Van Dijken, 1999).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları, porselen tozuna %11-15 oranında K₂O (potasyum oksit) ilavesi yaparak metal destekli seramik restorasyonları üretmişlerdir. Metal desteğin seramiğe kazandırdığı yüksek direnç ile bu restorasyonlar diş hekimliği pratiğinde yaygın bir biçimde kabul görmüşlerdir. Ancak metal destekli seramik restorasyonların, estetik, metal-seramik bağlantısı, renk uyumu gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (McLean ve Odont, 2001; O’Brien, 2008).

Tam seramik restorasyonların yapımında ilk önemli gelişme, 1965 yılında McLean ve Hudes tarafından rapor edilmiştir. Alt yapının ‘platin folyo’ üzerinde metal desteksiz olarak fırınladığı, içerisinde %40-50 oranında alumina kristallerinin bulunduğu kor seramiğinden meydana gelen ‘Aluminus seramiği’ geliştirmişlerdir. Ancak translusent özelliğinin az olması ve tebeşirimsi görünüme sahip olması nedeniyle, estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik seramikle veneerleme ihtiyacı doğmuştur. 1984 yılında Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicorü üretmişlerdir (McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark., 2012).

80’li yıllardan günümüze, estetik ve dayanıklılık beklentilerini karşılamak amacıyla birçok tam seramik sistemi geliştirilmiştir. Dökülebilir cam seramikler, slip-

cast, ısı ile preslenen ve makine ile işlenen seramikler bunlardan bazılarıdır (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı, merkezinde bulunan bir silisyum (Si^{+4}) ile ona bağlı olarak bulunan dört oksijen (O^-) atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedralden $(\text{SiO}_4)^{-4}$ oluşmaktadır. Bu yapıda kovalent ve iyonik bağlar birlikte görülmektedir. $(\text{SiO}_4)^{-4}$ molekülü dental seramiğin çekirdek yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar, kuartz ve kaolinin de temel bileşenlerini oluşturmaktadır. (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Dental seramikleri inceleyecek olursak temel olarak üç yapı maddesinden oluştuğunu görmekteyiz: Feldspar, Kuartz ve Kaolin.

- **Feldspar**

Seramik içerisinde %70-90 oranında bulunan feldspar seramiğin ana yapısını oluşturmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) ve sodyum feldspar ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) karışımından oluşan feldspar kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlamaktadır. Ayrıca fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaolinin tutunabilmesi için matriks görevi de görmektedir. Doğal feldspar saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın potas formu ergimiş cama viskozite vererek fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltırken, soda formu ise ergime sıcaklığını düşürmektedir. Bu sayede diş yüzeyindeki marjinlerin detaylarını kaybolmamakta ve krona doğal görünüş sağlamaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

- **Kuartz**

Seramik içerisinde %11-18 oranında bulunmaktadır. Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar, fırınlama sonucu meydana gelebilecek büzülme önler ve yapıya stabilite sağlar. Erime sıcaklığının yüksekliğinden dolayı fırınlama sırasında seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

- **Kaolin**

Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Aynı zaman da porselen hamuruna elastikiyet verir. Su ile karıştırıldığı zaman adeziv özelliğinden dolayı yapışkan bir hal alır, kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin, seramiğin elde işlenebilmesini de kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Bunlara ilave olarak üretim esnasında porselene ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliği sağlayan çeşitli ajanlar da katılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Anusavice ve ark., 2012).

Renk Pigmentleri

Dental porselenlere doğal diş tonunu taklit edebilmeleri için renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentlerin, porselenin erime ısısında stabil kalabilmeleri gerekmektedir bunun için de metal oksitler kullanılır. Örneğin; demir ve nikel oksit, kahverengi; bakır oksit, yeşil; titanyum oksit, sarı-kahverengi; manganez oksit, lavanta ve kobalt oksit, mavi renk katar (Tablo 1). Geçmişte floresans özellik vermek amacıyla kullanılan uranyum oksitin radyoaktif özelliğinden dolayı günümüzde lantanit oksit tercih edilmektedir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Tablo 1. Farklı metal oksitlerin dental porselenlerde oluşturdukları renkler

METAL VE OKSİTLERİ	RENK
Titanyum Oksit	Sarı-Kahverengi
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Bakır Oksit	Yeşil
Metalik Altın	Kahverengi-Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Alüminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta Yeşili
Demir Fosfat ya da Platin	Gri

Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar

Dental porselenlere katılan potasyum ,sodyum, ve kalsiyum gibi alkali iyonlar silisyum tetraoksitin (SiO_4) yapısını bozarak termal genleşme katsayısını artırır ve porselenin erime derecesini düşürürler (Anusavice ve ark., 2012).

Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO_4 ' e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, porselenin sadece erime noktasını düşürmez aynı zamanda viskozitesini de azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan oksitlerle, akışkanlığa karşı direnç elde edilmektedir. Bu nedenle porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması arzu edilmektedir. Bu amaçla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Opaklaştırıcı Ajanlar

Seramik içerisine eklenen renk fritleri, porselene şeffaflık kazandırmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar ilave edilir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler: seryum oksit, kalay oksit, zirkonyum oksit ve titanyum oksittir (O'Brien, 2008; Anusavice ve ark., 2012).

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin birçok sınıflandırılması bulunmaktadır. Genel olarak erime ısıları, kimyasal yapıları ve yapım tekniklerine göre sınıflandırma yapılmaktadır (Akın, 1990; Zaimoglu ve ark., 1993;).

2.2.1. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama

Dental porselenler, sinterleme ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılır:

- Yüksek ısı porselenleri: (1290 °C - 1370 °C) Yapay porselen dişlerin , inley, onley ve jaket kuron yapımında kullanılır.

- Orta ısı porselenleri: (1090 °C - 1260 °C) İnley, onley, jaket kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılmaktadır.
- Düşük ısı porselenleri: (870 °C - 1065 °C) Metal-porselen ve jaket kuronlarda kullanılan porselenler ile glazür ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir.
- Çok düşük ısı porselenleri: (870 °C'nin altında) Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları ile birlikte ve hassas bağlantılı kuronlarda kullanılmaktadır.

2.2.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama

Seramiklerin diş hekimliğindeki uygulama alanları öncelikle metal destekli restorasyonlar ve tam seramik kronlar, inleyler, onlayler, veneerler ve sabit parsiyel restorasyonlardır. Bununla beraber implant dayanağı olarak, tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da uygulama alanları mevcuttur (Sakaguchi ve Powers; 2012).

2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama

Günümüzde dental seramiklerin üretiminde birçok farklı teknik kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan en yaygın yöntem sinterlemedir. Sinterleme, seramik tozunun uygun yoğunluğa gelene kadar yüksek ısıda fırınlanması işlemidir. Bu işlem fırınlama sıcaklığına ulaşıldığında vizköz akıcılık ile beraber porların eliminasyonu ile meydana gelmektedir. Tam seramikler, sinterleme , slip-casting, ısı-basınç ve CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) gibi üretim ve uygulama alanına sahiptirler. Hatta final restorasyonun üretiminde CAD/CAM ve ısı basınçla şekillendirme gibi yöntemler kombine olarak kullanılabilirler (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.3. Tam Seramikler

Tam seramiklerin gelişmesindeki en önemli etkenlerden biri diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artışıdır. Bundan dolayı tam seramikleri geliştirmeye yönelik çalışmalar sürekli yapılmaktadır. Bu çalışmalar sonucu son dönemde elde edilen gelişmelerle tam seramiklerde, hem estetik hem de dayanıklı restorasyonlar yapılabilir (Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik sistemlerin ışık geçirgenlikleri (translüsens), ışığı yansıtma ve renkte derinlik sağlamaları gibi özellikleri sayesinde estetik ve diş dokularına yakın restorasyonlar yapılabilir. Bunun aksine metal destekli restorasyonlarda kullanılan metal altyapının ışık geçişine izin vermemesi nedeniyle doğal dişin translüsensi özelliği tam olarak yansıtılamaz. Ayrıca tam seramiklerde metal destekli restorasyonlarda oluşan marjinal renklenme problemi gözlenmez. Bu özellikleri tam seramiklerin başlıca estetik avantajlarını oluşturur (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Yavuzylmaz ve ark., 2005a; Donovan, 2008; Shillingburg ve ark., 2010). Metal destekli restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, metal yansıması, toksik etki ve alerjik etkiler tam seramiklerde görülmez (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005b). Bunun yanı sıra tam seramiklerde ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle destek diş dış etkenlerden daha fazla korunur (Raigrodski, 2004). Diğer bir avantajı da dişte yapılan preperasyonun metal destekli sistemlerdeki kadar kesim derinliğine ihtiyaç duymamasıdır (Shillingburg ve ark., 2010).

Bu avantajların yanında; metal destekli porselen kronlara göre diş preperasyonu, laboratuvar işlemleri ve klinik uygulama prosedürleri daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005a; Donovan, 2008). Mekanik özellikleri nedeniyle tam seramik sistemlerin tamamı, uzun ve posterior bölgede yapılacak köprü restorasyonları için endike olmayabilir (Yavuzylmaz ve ark., 2005b). Ayrıca tam seramikler, metal destekli sistemler kadar ekonomik değillerdir ve yapımları için çoğu zaman özel ekipmanlar gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005a; Donovan, 2008).

Tam seramik sistemler içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılır (Gracis ve ark., 2015):

- 1) Cam seramikler
 - a) Feldspatik
 - b) Sentetik
 - i) Lössit içerikli
 - ii) Lityum disilikat içerikli
 - iii) Florapatit içerikli

- c) Cam infiltre edilmiş seramikler
 - i) Alümina
 - ii) Alümina ve magnezyum
 - iii) Alümina ve zirkonya
- 2) Polikristalin seramikler
 - a) Alümina
 - b) Stablize zirkonya
 - c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- 3) Rezin içerikli seramikler
 - a) Rezin nanoseramik
 - b) Rezin ilave edilmiş cam seramik
 - c) Rezin ilave edilmiş zirkonya silika seramik

Geleneksel feldspatik porselenler çok iyi bir estetik görünüm sağlarlar, fakat kırılırlar. Kırılgan olmaları problemlere yol açabilmektedir. Bileşenleri, %11-17 alüminyum oksit ve % 46-66 silisyum oksit veya kuartz'dır (Fons-Font ve ark. 2006).

Tam seramiklerin yapım tekniğine göre sınıflandırması da aşağıdadır (Kern ve ark., 1993; Rosenblu ve Schulman, 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012).

- Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri (Slip-cast)
- Dökülebilir seramikler
- Bilgisayar yardımıyla (CAD/CAM) hazırlanan seramikler
- İnfiltrasyon seramikler
- Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler

2.3.1. Slip-Cast Yöntemi:

Bu yöntem diş hekimliğinde ilk defa 1986 yılında Michael Sadoun tarafından kullanılmıştır(Sadoun,1988). Seramik tozlarının ya da kristallerinin suda homojen olarak dağılmış süspansiyonlarına slip adı verilmektedir. Slip içindeki suyun kapiller basınç ile alçı day içine geçmesi ve alümina, spinel ve zirkonya gibi kristallerin day üstünde yoğunlaşmasına slip-cast yöntemi denilmektedir. Modele slip uygulandıktan

sonra sinterleme işlemine geçilir. Sinterleme, bir yapının yoğunluğunu arttıracak ya da yüzey alanını azaltacak şekilde partiküller arası bağlanmayı sağlayan bir ısıtma işlemidir. Sinterleme sonrasında oluşan altyapı tebeşir görünümünde ve pörözlü bir yapıdır. Bu pörözlü ve kırılgan altyapının dayanıklılığını arttırmak için hazırlanan lantanyum camın ($\text{La}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-B}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$) kor üzerine tatbik edilmesine cam infiltrasyonu denilmektedir. Fırınlama sırasında eriyen camın partiküller arasındaki boşlukları doldurması sayesinde oldukça yoğun ve yüksek dayanıklılıkta seramikler elde edilmektedir (Probster Ve Diehl,1992; Suarez ve ark.,2004)

2.3.2. Isı ve Basınçla Şekillendirilen (Modele Enjekte Edilen) Yöntem:

Tam seramik sistemleri seramikteki pörözite oluşumunu önlemek ve homojen bir yapı oluşturabilmek için, önceden hazırlanmış seramik materyalleri (ingotlar) kullanarak yapılan sistemdir. Kayıp mum tekniği ile manşet içindeki döküm boşluğuna önceden hazırlanmış porselen ingotların, yüksek ısı ve vakum altında, basınçla enjekte edilmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Bu teknik için geliştirilen seramik materyali esas olarak felspatik seramik olup lösit kristalleri veya lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiştir. İngot seramik, ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra boyama teknikleri kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır(Conrad ve ark., 2007). Bu seramik sistemlerinden bazıları şunlardır: IPS Empress I ve II (Ivoclar, Lichtenstein), Carrara Press-Full ceramic system (Elephant, Holland), OPTEC (Jeneric/Pentron, USA), PLATINA press system ceramic (Heimerle, Germany).

2.3.3. Dökülebilir Seramikler

Tetrasilisik flormika kristalleri içeren cam seramiklerin 1350°C ısıda refraktör day içerisinde santifruj tekniği kullanılarak hazırlandığı tam seramik sistemidir. Dökülebilir seramiklerden David Grossman'ın çalışmaları ile Dicor 1983 yılında ve Peter Adair'in çalışmaları ile de Cerapearl 1984 yılında piyasaya sürülmüştür. İçerik olarak mika-cam-seramik (hacimce %45 cam, %55 kristalin tetrasilisik flor mika) bileşimidir. Geleneksel kayıp mum tekniği ile cam dökümünün kombine edildiği bir metodla uygulanmaktadır. Mumum revetmandan uzaklaştırılmasından sonra şeffaf cam seramik ingotlar 1350 °C'de santrifüjlü döküm apareyinde dökülür. Bu ısısal faz sırasında 25-100 µm'lik dış tabaka seramikleşir ve eksternal yüzey oluşmuş olur.

Döküm işlemi tamamlandıktan sonra şeffaf ve zayıf olan restorasyon tekrar rövetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. On saat süren fırınlama işlemi kristallerin gelişmesini sağlayarak restorasyonların dayanıklılığını arttırmaktadır. (Wildgoose ve ark., 2004). Cerapearl (Kyocera Corporation, Kyoto, Japan) dökülebilir seramiklerdendir ve kristalizasyon sonucu apatit kristalleri oluşmaktadır. Bu sayede doğal diş minesine benzer özelliklere sahip dökülebilir apatit seramik materyalidir. Dicor'a benzeyen ancak ana kristal yapı olarak hidroksiapatit kullanan bir sistemdir.

2.3.4. İnfiltrasyon Seramikler

İnfiltrasyon seramikler pöröz yapıda üretilmiş alüminyum oksit tozu ile oluşturulan altyapıya yüksek sıcaklıkta cam infiltrasyonu ile yapılan sistemdir. Kor yapının üst yapısı olarak da feldspatik tabakalama porseleni kullanılmaktadır.

In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Sinterlenmiş oksit alt yapıya, cam partiküllerinin eritilerek infiltrasyon edilmesiyle hazırlanan In-Ceram sistemin hazırlanan alt yapının kimyasal içeriğine göre; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunur (Bayındır ve Uzun, 2007).

2.3.5. CAD/CAM (Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing) ile Şekillendirilen Seramikler

Piyasada hazır olarak bulunan seramik blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile aşındırılması esasına dayanmaktadır. Sistemin temelini, verilerin bilgisayarda toplanması, elde edilen verilerle uygun tasarımların oluşturulması ve tasarımlar doğrultusunda da seramik blokların frezeleme ünitesinde üretimin tamamlanması oluşturmaktadır. Bu sistemde optik bir kamera, bilgisayar ve su ile çalışan frezeleme ünitesi bulunmaktadır. Optik ölçü için 3 boyutlu ağız içi bir tarayıcı kullanılır. Restorasyonun sınırları çizici uç yardımı ile belirlenerek hafızaya alınır ve elmas kaplı disklerle seramik bloktan yapılan kesim ile restorasyon yaklaşık olarak 10-15 dakikada içinde tamamlanır (Van Dijken, 1999). Bu yöntemde kullanılan bloklar, seramik tozlarını bir arada tutan bir yapıştırıcıyla seramik tozlarının karıştırılıp kalıplara preslenmesinden elde edilmektedir. Daha sonra hem yapıştırıcıyı uzaklaştırmak hem de yoğun bir yapı elde etmek için hazırlanan bloklar fırında sinterlenmektedir (Giordano ve

McLaren, 2010). CAD/CAM sisteminde restorasyonlarda kullanılan bloklar homojen olarak elde edildiği için, diğer sistemlerde görülen mikroporözite, homojenite ve yüksek ısıdaki fırınlama işlemleri sonrası oluşan büzülme problemleri elimine edilir. Ayrıca laboratuvar işlemlerinin kısılması da zaman ve para tasarrufu sağlamaktadır (Blatz, 2002; Palin ve Burke, 2005; Bayındır ve Uzun, 2007). Günümüzde CAD-CAM sistemleri inley, onley, bölümlü kuron, tam kuron ve köprü sistemleri, laminate veneer (Fasbinder ve ark.,2005; Strub ve ark., 2006) hareketli bölümlü protezlerin altyapı iskeletleri (Williams ve ark., 2004), implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi (Marchack, 2007) gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. CAD-CAM teknolojisi ayrıca implant destekli protezlerde dayanak (Yuzugullu ve Avcı, 2008), kuron-köprü ve hibrid protez altyapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır (Drago ve Peterson,2007). Günümüzde pek çok CAD-CAM sistemi diş hekimliği pratiğindeki kullanım yerlerini almıştır.Güncel CAD-CAM sistemlerinden bazıları şunlardır;

- Cerec-3 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya)
- Precident DCS (DCS AG, Allschwil, İsviçre)
- Lava 3M ESPE (Seefeld, Almanya)
- Everest Kavo (Leutkirch, Almanya)
- DigiDent DentaCAD (Hint-ELs, Griesheim,Almanya) (Ural Ç, 2011).
- 3 Shape (3 Shape, Copenhagen,Danimarka)

2.4. CAD/CAM Üretim Teknolojisinde Kullanılan Güncel Sistemler

CAD-CAM sistemlerinde materyal olarak, seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler ve bunların hibrit yapıları kullanılabilmektedir. Genellikle kullanılan seramikler, alümina (daha sonra cam infiltrasyonuna izin verenler dâhil), zirkonya ve feldspatik porselen esaslı seramiklerdir (Azer SS, 2001). Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler gibi, CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler de prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Frezeleme makineleri kullanılarak bu bloklar kesime tabi

tutulur ve restorasyon oluşturulur. Bu bloklar yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş halde bulunabilir. Yarı sinterize seramiklerde bloklar pöröz olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkân tanımaktadır. Pöröz yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi tutulması gerekir. Bu sırada bir miktar büzülme meydana geleceği için cihaz o oranda büyük boyutlarda restorasyon üretir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise non-pöröz yapılar mevcut olup frezeleme işlemi daha zor yapılır, buna karşın tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur (Griggs JA,2007). Cam infiltre CAD-CAM blokları ise "slip-cast" seramikleri ile benzer kompozisyondadır ve frezeleme işlemi sonrasında pöröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu yapılması gerekir. Kitlenin ana yapısı olan alümina veya alümina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır (Ural, 2011). Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Soy metallere oranla maliyetleri daha düşüktür. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında, CAD-CAM sistemlerinde kullanılan tüm metal blok materyaller endüstriyel olarak üretildiği için malzemelerde pörözite boşlukları bulunmadığından dayanıklılıkları daha yüksektir ve malzemeler homojendir(Ural, 2011).

2.4.1. Cerec Sistemi

CERamic REconstruction sistemi (CEREC – Sirona Dental, Bensheim, Almanya) Siemens tarafından geliştirilen klinikte kullanılan ilk dental CAD-CAM sistemidir. 1985 yılında 3 eksenle aşındırma yapan Cerec 1 sistemi (Brains, Zürih, İsviçre), 1994 yılında 8 eksenle aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir (Mörmann, 2002). Cerec sisteminin en büyük avantajı, aynı seansta restorasyonun tamamlanıp simante edilebilmesidir. Sistem çalışması optik ölçünün alınarak bilgisayara aktarılması, restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kuron modelinin oluşturulması şeklinde özetlenebilir. Sistem alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesi (Cerec Image Unit) ve aşındırma işleminin yapıldığı freze ünitesine (Cerec in Lab) sahiptir.

Optik ölçünün alınmasında kullanılan klinik üniteler, dişlerin özel toz sprey ile kaplanarak görüntü alındığı ve elde edilen fotoğrafların birleştirilmesi ile 3 boyutlu verileri elde edilen Cerec Bluecam ve toz sprey kullanmadan ve devamlı görüntü elde ederek 3 boyutlu veri elde eden ve bu sayede doğal renkler ile daha geniş alanları tarayabilen (tüm ağız) Cerec Omnicam üniteleri mevcuttur. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlanır. Bu sayede üniteler birbirinden bağımsız çalışabilmektedir. Bu özellik sayesinde bir üniteye bir restorasyon dizayn edilirken, diğer üniteye diğer bir restorasyon freze edilebilir, ayrıca intraoral kamera (Sirocam) alınan optik ölçüler e-mail yoluyla transfer edilebilir (Mörmann, 2002).

2.4.2. 3Shape Sistemi

2000 li yıllarda Danimarka Teknik Üniversitesinde CAD/CAM teknolojisi ile işitme cihazları ile piyasaya giren 3 Shape sistemi 2005 yılında 3D dental tarayıcı (Trios 3D) ve CAD/CAM yazılımı ile diş hekimliği alanına girmiştir. Dental tarayıcının en kayda değer özelliklerinden birisi restore edilen dişe herhangi bir toz veya sprey uygulamadan hızlı bir şekilde tarama işleminin yapılabilmesidir. Tarayıcıdan elde edilen veriler açık iletişim arayüzü sayesinde internet üzerinden laboratuvara yollanarak 3D Shape Dental sistem yazılım veya farklı yazılımlar kullanmak için uygun bir arayüz vasıtası ile tasarım yapılabilmektedir(Dental tribüne, 2016). Bunun haricinde harici model tarayıcı sistemleri olan laboratuvar tarayıcı ile ağız dışı tarayıcıları ile elde edilen modeller taranıp veriler elde edilebilmektedir(3Shape.com).

2.4.3. Procera Sistemi

Procera sistemi (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, Sweden) bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) konseptini benimsemiş bir sistemdir. İlk olarak kuron ve köprü restorasyonları için titanyum altyapılar üretmek amacıyla 1986'da geliştirilen Procera sisteminin temeli, titanyumun dökümünün zor olması nedeni ile titanyum altyapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla atılmış ve 1993 yılında Andersson ve Oden tarafından yoğun çabalar sonucunda geliştirilmiştir. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapıli restorasyonlar

(Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tüm seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür (Denissen ve ark., 2000).

Bu yöntemde, prepare edilmiş dişlerin modelleri alınarak bilgisayar destekli özel tasarlanmış safir uçlu tarayıcı ile okunup, her diş için yaklaşık 30000 ölçüm alınır. Elde edilen veriler bilgisayarda toplanır. Bu veriler elektronik olarak biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitesine aktarılır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir.

2.4.4. Celay Sistemi

1992 yılında piyasaya sürülen "Celay" diğer sistemlerle karşılaştırıldığında oldukça basit bir çalışma prensibi vardır. Celay sistemi ilk kez Zürih Üniversitesinde doktora tezi olarak ortaya atılmıştır. Kopya/freze tekniğine dayanan bir sistemdir. Bitişik iki bölümden oluşan cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmındadır. Özel soğutma sistemi ve sıvısı yardımıyla seramik blok ve aşındırıcı elmas frezelerin soğutulma işlemi gerçekleştirilmektedir. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir (O'Brien, 2002).

2.4.5. Cercon Sistemi

Cercon Smart ceramics, DeguDent, Dentsply firmasının Zürih Üniversitesi ve İsviçre Federal Teknoloji Enstitüsünün iş birliği ile geliştirdiği zirkonya alt yapıları tamamı seramik sistemidir. Cercon sistemi Nisan 1998'de Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde uygulanmaya başlanmıştır (Lothar, 2001). Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum oksit (Y-TZP) kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşit farklı boyutlarda prefabrik blok bulunmaktadır (Cercon Base). Aşındırma ünitesinde (Cercon Brain) yarı sinterlenmiş zirkonyum blok üzerinde önce kaba, daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, sinterleme esnasından hacimce küçüleceğinden dolayı olması gerektiğinden %30 oranında daha büyüktür. Frezeleme işleminden sonra

yapılan sinterleme işlemi ile (Cercon Heat) hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu kazandırılır ve aynı zamanda yapı gerçek sertliğine ulaştırılır. Elde edilen altyapı üzerine, sistemin özel Cercon Ceram-S porselen tozu ile tabakalama tekniği ile üst yapı hazırlanır (Lothar, 2001).

2.4.6. DC-HIP Zirkon Sistemi

DCS Precident tarafından 1993 yılında üretilen DC-Zirkon, hipped, polikristalin, tetragonal zirkonyum dioksittir. DC-Zirkon sisteminde tam sinterlenmiş (%5 Y_2O_3 ile %95 ZrO_2) Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır (Conrad ve ark., 2007; Oilo ve ark., 2008). DCS sisteminde, DC-Zirkon altyapılar, yoğun sinterlenmiş (HIP-Hot Isostatic Press, HIPed) bloklardan final boyutunda işlenir. Hazırlanma şekli (HIP-Hot Isostatic Press) dolayı dayanıklı ve uzun ömürlüdür. CAD/CAM sistemi için prefabrike blokları bulunan DCS kuron ve köprü restorasyonların yapımında kullanılabilir. DCS sisteminin patentli tarayıcısı "PRECISCAN" 14 adet ayrı ayrı tek kuronun veya 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlar (Vult von Steyern ve ark., 2005). DCS CAD/CAM sisteminde, DCS DENTFORM 4.26, CAD yazılım programı kullanılmaktadır. Windows işletim sistemi ile uyumlu, güncellenebilir, CAD yazılım programı kullanılarak pontik dizaynı, bağlantı noktaları ve oklüzal yüzeylerin dizaynı ve modifikasyonu interaktif olarak hazırlanabilmektedir (Witkowski ve ark., 2006). Yüklenen veriler, PRECIMILL tarafından otomatik olarak blokların üzerine aşındırma yoluyla aktarılır (Vult von Steyern ve ark., 2005). Sistemde aşındırma işlemi sonrasında herhangi bir ısıl işlem uygulanmadığı için restorasyonların kole uyumları ve adaptasyonu son derece iyidir.

2.4.7. Lava Sistemi

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products, St. Paul MN) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Lava All-Ceramic sistem, yalnızca birkaç basamak işlem sonucunda yüksek kalitede tam seramik restorasyonların yapımına olanak sağlayan, kolayca şekillendirilebilen bir sistemdir. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), CAM ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark., 2005). İkinci sinterizasyonda %20-

25 büzülme göstereceği için bu oranlarda büyütülmüş altyapılar hazırlanır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

2.5. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Güncel Restoratif Materyaller

2.5.1. Cam Seramikler

Cam seramikler mine ve dentin dokusunun optik özelliklerini en iyi yansıtan seramik türüdür. Bu grupta feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler ve lityum disilikat seramikler yer alır (Conrad ve ark., 2007).

Feldspatik Cam Seramikler

Metal destek ya da kor yapı üzerine yığma (tabakalama) tekniğinde kullanılan estetik üst yapı seramikleridir. 1985 yılında Sirona CAD/CAM sistemi (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya) için ilk olarak Vitablocs Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) piyasaya sürmüştür. Bükülmeye karşı dayanıklılığı 60-70 MPa arasındadır. İnley, onley ve veneer kron restorasyonları endikasyonlarıdır. Otto ve De Nisco (2002), yaptıkları çalışmada Vitablocs Mark I kullanılarak üretilen inley ve onley restorasyonların 10 yıl sonunda %90.4 başarı oranı sergilediğini bildirmişlerdir.

VITABLOCS TriLuxe, TriLuxe forte, RealLife ve Mark II feldspatik seramik yapısındaki seramiklerdir. Ayrıca Cerec Blocs (Sirona, Bensheim, Almanya) da monokromatik ve polikromatik olarak feldspatik yapıdaki seramiklerdir.

Vitablocs Mark II

Vita nın (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1991 yılında daha düzgün dağılımlı ve ince grenli %30 hacimde doldurucu oranıyla (10 µm ve 20 µm) geliştirdiği yeni kuşak bloklardır. 1170 °C’de vakum altında sinterize edilerek bloklar oluşturulur. Laboratuvar da sinterlenen ve üretilen seramiklere göre daha homojen bir yapı sağlaması avantajlarından biridir. Ayrıca boyama, glaze ve kristalizasyon fırınlaması gibi herhangi bir termal işlem gerektirmemeleri de avantajları arasındadır (Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014). CAD/CAM tekniği ile üretilen materyalin

daha ince grenli kristal mikro yapısı sayesinde yapılan restorasyonlarda renk uyumu olmakta ve mineye yakın aşınma meydana gelmektedir. Bu yaklaşık 4 µ'luk ince gren boyutu ile açıklanabilir. 10 yıldır başarıyla kullanılan konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha dayanıklı olan Vitablocs Mark II seramiklerin bükülme dirençleri 120-154 MPa olup, çok iyi çalışma ve parlatılabilme özelliğine sahiptirler (Chen ve ark., 1999).

Vitablocs Mark II seramiklerde Cerec inLab inley, onley, parsiyel kron, full kron ve veneerler'in yapımı endikedir(Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014).

Cerec Blocs

Sirona'nın (Sirona, Bensheim, Almanya) ürettiği feldspatik blok olan Cerec Blocs ve Cerec Blocs PC sinterleme yöntemi ile üretilmektedir. İnley, onley, tek kron ve veneer endikasyonu olarak restorasyonlar yapılabilir. Cerec Blocs'un S0 ile S5 arası 5 farklı parlaklık ve translüsent (T), medium (M) ve opak (O) olmak üzere 3 farklı croma seçenekleri mevcuttur. Cerec Blocs PS'de ise S2 PC, S3 PC ve S4 PC olmak üzere 3 farklı renk seçeneği mevcuttur. Bükülme direnci 139-169 Mpa olan Cerec Blocs'un, çok iyi parlatılabilmesi ve mineye yakın aşınma direnci de avantajlarındandır (Operating Instructions, Cerec Blocs, 2011).

Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramiğin içerisine lösit ilavesi ile dayanıklılığın artırılması amaçlanmıştır. Lösitin esas görevi termal genleşme katsayısını arttırmak ve böylece porselenin sertliğini ve bağlanmasını geliştirmektir. Bu da lösitin, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturması ile sağlanır ve aradaki boşluklara cam dolar (Şener ve Türker, 2009). Lösit ile üretilen ilk cam seramik IPS Empress'dir. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Empress'in CAD/CAM ile kullanılabilen versiyonudur. Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn), IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) bu gruba örnek verilebilir.

IPS Empress

IPS Empress sistemi 1991 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Zürih  niversitesi'nde geliştirilmiş piyasaya sunulmuştur. Cam seramik yapının l sit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirildiği cam seramik sistemidir (McLean ve Odont, 2001).

Kayıp mum ve basınçlı döküm tekniğinin birlikte kullanıldığı IPS Empress sisteminde, laboratuvarda model üzerinde mum modelaj yapılır, revetmana alınır ve 850  C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır ve döküm yoluna seramik blok ve alüminyum piston yerleştirilir. Manşet EP 500 adı verilen özel porselen fırınına konduktan sonra 1150  C'de 0,3-0,4 MPa basınç altında l sit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler yavaş yavaş preslenir. Revetmandan çıkarıldıktan sonra kumlama ile temizlenerek model üzerinde kontrol edilir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002). Döküm sonrası yüzey karakterizasyon veya tabakalama tekniği uygulanarak restorasyonun son şeklini alması sağlanır. Sistemin bükülme dayancı ısı ile presleme tekniği ve l sit kristalin fazı içermesinden dolayı ortalama 95-200 MPa'dır ve bu dayanıklılık feldspatik seramiklere göre iki kat fazladır. Transparanlığı ve aşındırma etkisi doğal dişe benzerdir. IPS Empress; inley, onlay, laminate veneer ve tek kron yapımına uygundur (Rosenblum ve Schulman, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disilikat cam seramikleri incelediğimizde ilk olarak 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak geliştirilen bu materyalin yetersiz transl sens özelliği, düşük kimyasal direnci ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005a).

1984 yılında Headley ve Loehmen isimli araştırmacılar $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ (silisyum dioksit-lityum oksit) yapısındaki cam faza P_2O_5 (fosfor pentaoksit) ilavesi sonucu lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturarak sistemin gelişimini sağlamışlardır. Günümüzde kullanılan lityum disilikatın kimyasal yapısı 1998 yılında Schweiger ve arkadaşları tarafından açıklanmıştır. Lityum disilikat, i  içe geçen

rastgele tabaka biçimli birçok kristalden meydana gelmektedir. Dayanıklılığına bakıldığında iğnemsî kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve dağılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Bu sayede bükülme direncinde artış sağlamaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lōsit seramiklerden oldukça fazladır, yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir. Kırılma dirençleri de lōsit seramiklerin yaklaşık üç katı kadardır (Sorensen, 1999).

Lityum disilikat cam seramiklerin yapımı, lōsit cam seramiklerdeki gibi kayıp mum ve ısı-basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan freze tekniği ile elde edilmektedir. Endikasyon olarak inley, onlay jaket kron, tek üyeli kron ve premolar bölgeye kadar üç üyeli köprü yapılabilir (Albakry ve ark., 2003; Raigrodski, 2004). IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) günümüzde kullanılan lityum disilikat seramiklerin en yenileridir.

IPS Empress 2

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği ile üretilen bir lityum disilikat cam seramiğidir. Hacimce %60 oranında lityum disilikat kristalleri ve küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. IPS Empress 2 sisteminde, lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile restorasyonun son şekli verilir. Yoğunlaşmış disilikat kristal yapısı içeren seramik kor üzerine, floraapatit yapıda cam seramik eklenerek dayanıklılığı arttırılmıştır (Schweiger ve ark., 1999; Akgüngör ve ark., 2005). Hazır bloklar halinde bulunan lityum disilikat cam seramik tabletleri vakum ve basınç altında kendi özel fırını olan EP 500 veya EP 600 adlı fırınlarda 920 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Oluşturulan porselen kor yapı üzerine, floraapatit veneer porseleni (IPS Eris; Ivoclar Vivadent) tabakalama tekniği uygulanarak restorasyonun son şekli elde edilir (Conrad ve ark. 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS Empress 2 sisteminin endikasyonları; inley ve onlay yapımında, laminate kronlarda, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımıdır. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci

premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır (Scientific Documentation IPS Empress System, 2003).

IPS e.max

Lityum disilikat seramikler arasında piyasaya en son sürülen şeklidir.

IPS e.max yapım tekniği ve kullanım şekli ve üretildiği materyale göre beş farklı isimde üretilen tam seramik sistemidir (Scientific Documentation IPS e.max, 2005).

- IPS e.max Press (lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir)
- IPS e.max ZirPress (floraapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir)
- IPS e.max CAD (lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir)
- IPS e.max ZirCAD (zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir)
- IPS e.max Ceram (floraapatit veneer seramiği)

IPS e.max CAD

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) CAD/CAM de meydana gelen gelişmeler ve rutin kullanımının artmasıyla beraber, 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. IPS e.max CAD bloğu, %40 lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri içeren, yarı kristalize bloktur. Kısmi kristalize fazda renklendirici iyonlar farklı bir oksidasyon gösterdikleri için bu fazda bloklar mavi renkte gözüktürler. Restorasyon yapıldıktan sonra 850°C lik fırınında kristalizasyonu tamamlanır ve metasilikat kristalleri tam kristalize durumları olan lityum disilikat kristallerine dönüşür. Üretici firma verilerine baktığımızda, tam kristalize IPS e.max CAD'in bükülme dirençleri yaklaşık 360 MPa civarındadır (Scientific Documentation IPS e.max, 2005). IPS e.max CAD endikasyonları ince venerler (0,4 mm), venerler, oklüzal venerler, inleyler/ onleyler, tek üye kuronlar, üç üyeli köprülerdir (son köprü ayağı 2. premolara kadar) (www.ivoclarvivadent,2015).

2.5.2. Aliminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramikler:

Bu tip seramiklerde %45-85 oranında alüminyum ve %15 oranında silika bulunmaktadır. En büyük avantajları kırılmaya karşı dirençli olmalarıdır (Fons-Font ve ark., 2006). Alüminyum oksit seramikler kron yapımında ve metal alt yapıların üzerinde faset şeklinde kullanılabilir. Bu porselenlere In-Ceram Alümina ve Procera All-Ceram örnek gösterilebilir (Nahara ve ark., 1991; Fons-Font ve ark., 2006).

2.5.3. Yitriyum-tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)

Zirkonya doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Genellikle zirkonyum silikat ($ZrSiO_2$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) olarak bulunur. Diş hekimliğinde de zirkonyum oksit seramiği kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Saf zirkonya polimorfik yapıdadır ve farklı sıcaklıklarda üç farklı stabil fazı 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. Fazlar arasındaki bu dönüşüm hacimde önemli miktarda artmaya (%4) ve çatlak oluşumunu tetikleyebilen içsel streslerin oluşumuna sebep olur. Bunu engellemek ve zirkonyumun oda sıcaklığında stabil olması için bazı metal oksitler (MgO_2 , CaO_2 , CeO_2 , Y_2O_3) yapıya ilave edilir. Günümüz diş hekimliğinde daha üstün özelliklerinden dolayı Y-TZP (yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali) kullanılmaktadır. Y-TZP, saf zirkonya ağırlığının % 3-5 mol oranında yttrium oksit (Y_2O_3) yapıya ilavesiyle elde edilir (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Zirkonya, CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuştur. CAD/CAM üretim tekniği için zirkonya blokları, yarı sinterize ve tam sinterize olmak üzere iki farklı şekilde üretilmektedir. Tam sinterize Y-TZP bloklar, 1500°C' nin altında sinterlenerek %95'lik yoğunluğa ulaşması sağlanmakta, daha sonrada bu bloklar, 1400-1500 °C' de ve yüksek basınç altında sıcak izostatik presleme (hot isostatic pressing) işlemine tabi tutulmakta ve yoğunluğun %99' a ulaşması sağlanmaktadır. Bu bloklarda tekrardan bir sinterleme büzülmesi meydana gelmediği için yapılan restorasyonun uyumu çok iyi olmaktadır. Dezavantajı ise bloğun sertliğinden dolayı frezeleme işlemi daha fazla zaman almakta ve kullanılan frezlerin kullanım ömrü azalmaktadır (Manicone ve ark., 2007). Yarı sinterize bloklarda ise

kısmi sinterize (ön sinterleme yapılmış) Y-TZP bloklar kullanılmakta, restorasyon elde edildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Bu bloklarda sinterleme sonrasında %20 oranında sinterleme büzülmesi meydana geleceğinden bu büzülmeyi kompanse etmek için restorasyon olması gerekenden daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır(Manicone ve ark., 2007).

Lava all-Zirconia, Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Zircon Zahn (ZIRCONZAHN GMBH, Bruneck, Italya), BruxZir Solid Zirconia (Gildewell laboratories, California, ABD) ve in Coris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya) monolitik zirkonya restorasyonları şeklinde piyasaya sürülmüştür.

2.5.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler cam seramik porselenlerin içerisine ağırlıkça %10 oranında zirkonya (ZrO_2) ilavesiyle oluşturulan ve hazır CAD/CAM bloğu olarak piyasaya sürülen seramik sistemidir. Bu sistemde içerdiği zirkonya sayesinde yükleme dayanımı artmakta ve anterior posterior kronlarda, implant abutmentlerinde, inley ve onlaylerde kullanılabilir(www.vita-suprinity.com, 2015). Bu yaklaşımdaki iki yeni ürün; CAD/CAM ile kullanılabilen Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra Duo (DENTSPLY Corporate, York,USA) materyalleridir.

Vita Suprinity

Yeni nesil bir cam seramik materyalidir. Cam seramiğe ağırlıkça yaklaşık olarak %10 zirkonya (ZrO_2) eklenmesi sayesinde güçlendirilmiştir. Böylece ilk zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) üretilmiştir.

Bükülme dayanımı 420 Mpa olan ZLS cam seramik Degudent GmbH ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından bulunmuştur. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini kombine etmiştir. Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlara ulaşmıştır (Denry ve Kelly, 2014).

Renk seçenekleri olarak 0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2 olmak üzere 8 farklı renk sunarken her bir renk için T (Transludent) ve HT(High Transludent) olmak üzere iki farklı translüsensi derecesi vardır.

Vita Suprinity inley, onley, veneer, tek üyeli anterior ve posterior kronlar ve implant üzeri kronlar için endikedir (Vita Suprinity, Technical and Scientific Catalog, 2016).

2.5.5. Rezin İçerikli Seramikler (Resin Matrix Ceramics)

Seramik restorasyonların, üstün estetik görünüş, aşınma direnci, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi birçok avantajı mevcuttur bunun yanında fazla diş dokusu kaybı, karşıt dişte meydana getirdiği yüksek diş aşınması ve kırılmalık gibi olumsuz özellikleri vardır. Bu özellikleri seramiklerden daha iyi olan kompozitlerin ise polimerizasyon büzülmesi, zayıf aşınma direnci ve düşük mekanik özellikler gibi dezavantajları bulunmaktadır (He ve Swain, 2011). Tüm bu bilgiler ışığında son yıllarda piyasaya sunulan Lava Ultimate ve Vita Enamic hem seramik hem de rezin kompozit içeren çift fazlı yapısı sayesinde seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir. Bu nedenle literatürde rezin içerikli seramikler olarak sınıflandırılan bu seramikler kolay işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve kırılma direnci gibi gelişmiş özellikler sunmaktadır (Spitznagel ve ark., 2014).

Rezin içerikli seramikler tek üye implant destekli restorasyonlar, diş destekli restorasyonlarda (Kron, Onley, İnley, Veneer) kullanılmaktadır. Bununla birlikte diş sıkma, brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarla köprü restorasyonlarında kullanılmamaktadır (3M/ESPE 2011, VITA 2012).

Vita Enamic

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 2013 yılında piyasaya sunulan dünyanın ilk hibrit seramiğidir. Seramik içerisindeki boşluklara polimer infiltre yöntemiyle üretilmiş bir CAD/CAM restoratif materyalidir. Polimer infiltre seramik ağ materyalleri (PICN, Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks); ağırlık olarak, % 86 seramik(Tablo 2), %14 polimerden (Tablo 3) oluşmaktadır. Bu iki ağ yapı birbirinin içine penetre olmuştur. Sinterize edilmemiş seramik ağ yapısının içerisine

daha düşük elastisite modülüsüne sahip polimer bir ikinci fazın yerleştirilmesiyle üretilmiştir. Bu sayede rezin kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir. Vita Enamic yapısal olarak azalmış kırılma ve sertlikle birlikte artmış esneklik, daha kolay işlenebilme özelliklerine sahip olduğu bildirilmiştir (Tablo 4). Flexural dayanımı yaklaşık 160 MPa, elastik modülüsü ise yaklaşık 38 GPa olduğu ve bu özelliklerinin mine ve dentine benzer olduğu da bildirilmiştir (Coldea ve ark., 2013).

Tablo 2. Vita Enamic’ te Bulunan Seramik Fazın Kimyasal Kompozisyonu

Oksitler	Ağırlıkça Yüzdesi
Silisyum Dioksit (SiO ₂)	% 56-64
Alüminyum Oksit (Al ₂ O ₃)	% 20-23
Sodyum Oksit (Na ₂ O)	% 6-9
Potasyum Oksit (K ₂ O)	% 6-8
Boron Trioksit (B ₂ O ₃)	% 0.5-2
Zirkonyum Dioksit (ZrO ₂)	% <1
Kalsiyum Oksit (CaO)	% 0.3-0.6
Titanyum Dioksit (TiO ₂)	% 0.0–0.1

Tablo 3. Vita Enamic’ te Bulunan Polimer Fazın Kimyasal Kompozisyonu

Organik Komponentler	Ağırlıkça Yüzdesi
TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat)	% 33
UDMA (Üretan Dimetakrilat)	% 66
Bağlama Ajanı ve Başlatıcı	% ≤ 2

Tablo 4. Vita Enamic’ in Fiziksel ve Mekaniksel Özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	2.1
Bükülme Direnci (MPa)	150-160
Elastisite Modülü (GPa)	30
Weibull Modülü	20
Sertlik (GPa)	2.5
Kırılma Direnci (MPa√m)	1.5

Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD), Rezin Nano Seramik (RNC) olarak piyasada 2012 yılında piyasaya sürülmüştür. Yüksek seviyede çapraz bağlı rezin matriks içine nanoseramik partikülleri gömülerek üretilmiştir. Çapraz bağlı rezin matrise (ağırlıkça %20) gömülü, zirkonya/silika ve (ağırlıkça %80) nanoseramik partiküllerinden oluşan rezin nano seramik bloktur. Üretici verilerine göre Lava Ultimate ile üretilen kronların 200 MPa değerinde fleksural dayanıklılığı mevcuttur(Tablo 5). Bu değer Lava Ultimate'in direk kompozit restorasyonlar ve feldspatik seramik bloklardan daha dayanıklı olduğunu göstermektedir. Kron, inley, onley ve veneer gibi daimi tek üye restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (3M/ESPE, 2011).

Tablo 5. Lava Ultimate' in Fiziksel ve Mekaniksel Özellikleri

Bükülme Direnci (MPa)	204
Bükülme Modülü (MPa)	12.8
Elastisite Modülü (GPa)	12.77
Kırılma Direnci (MPa√m)	2.02
Sıkışma Direnci (MPa)	383

2.6. Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kompozit Bis-GMA (Bis fenol Glisidil MetAkrilat esaslı) formülünün tanıtılmasıyla birlikte ilk defa 1962 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit rezin organik bir matriks içerisinde, inorganik doldurucuların ve bu doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısmın bulunduğu organik polimer matriks tarafından çevrelenmiş inorganik parçacıklardan oluşan bir bileşim olarak tanımlanabilir (Willems ve ark. 1993; Dayangaç 2000).

2.6.1. Kompozit Rezinerin Yapısı

Dişhekimliğinde yaygın olarak kullandığımız kompozit rezinler üç ana bileşenden meydana gelmektedir (Phillips ve Skinner 1991).

- Organik polimer matriks
- İnorganik doldurucular
- Ara bağlayıcılar

Organik polimer matriks

Kompozitlerin sertleşmesini sağlayan maddelerin içinde bulunduğu ve rezin sisteminin kimyasal olarak aktif olan komponentidir. Polimerizasyonun derecesini ve klinik performansı belirler (Van Noort, 2007). İçerisinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcılarını, inhibitörleri ve U.V (ultraviole) stabilizatörleri bulundurur (Dayangaç, 2000; Van Noort, 2007). Polimerizasyon başlatıcısı (İnitiyator/akselerator) olarak otopolimerizan kompozitlerde dibenzol peroksit, akselerator (hızlandırıcı) etki yapan N, N-bis (2 hidroksi etilen)-p-toludin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise en çok kullanılan bir a-diketon olan kamferokinon kullanılır bu 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek serbest radikalleri açığa çıkarır ve polimerizasyonu başlatır. (Willems ve ark., 1993; Bayne ve ark., 1994). Monomer ve komonomerler olarak metakrilat, Bis-GMA reçineler olduğu görülür. Metil metakrilat oda sıcaklığında şeffaf olarak görülen bir sıvıdır. Karbon-karbon çift bağlarının oluşturduğu ilave bir mekanizma ile polimerize olarak, polimetil metakrilatı oluşturur. (Anusavice ve Phillips, 2003).

Zaman içerisinde metil metakrilat esaslı matriksin yerini Bis-GMA esaslı olanlar almıştır. Bis-GMA; bir peroksit katalizör ve amin akselerator kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane çift bağ yapabilir. Yüksek vizkoziteli, hemen hemen renksiz, çift fonksiyonlu bir monomerdır. Düşük polimerizasyon büzülmesi, daha hızlı sertleşme, daha sert yüzey özellikleri gibi avantajları nedeniyle metil metakrilattan daha üstündür. Nispeten geniş moleküller ve aromatik yapı, sertlik ve sıkışma direncini artırır (Van Noort, 2002).

İnorganik doldurucular

İnorganik doldurucular kompozit rezinlere sağlamlık, radyoopasite, ışık geçirgenliği gibi özellikler kazandıran çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat

cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerin matriks içine dağılmış halde bulunmasıyla oluşur (Dayangaç, 2000; Van Noort, 2007).

İnorganik yapıyı oluşturan doldurucu partiküllerin boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır. Günümüzde kompozit reçinelerin; partikül büyüklüğü ortalaması küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır (Sturdevant 1995).

Kompozitlerin yapısına bulunan inorganik dolduruculardan partikül büyüklüğü, kompozit reçinenin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük değerini belirler. Partikül büyüklüğü 0.01-1 µm arasında değişen küçük partiküllü reçinelerde polisaj işlemi iyi sonuç verirken, partikül büyüklüğünün 10 µm'den fazla olduğu kompozitlerde yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Organik artıkların birikmesi ve plak tutunumu nedeniyle ağız hijyeni açısından da önemli olan pürüzlü yüzeylerde, ışık dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri de meydana gelir (Leinfelder, 1985; Willems ve ark., 1993; Dayangaç, 2000).

Ara bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde organik polimer matriks ile inorganik matriks arasındaki bağlanmayı ara faz sağlamaktadır. Kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin yüksek olması ve uzun süre bu özelliklerini korumaları için doldurucu partiküllerin ve reçinenin birbirine çok iyi bağlanmış olması gerekmektedir. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır ve rezin matriksin, kuvvetleri dolduruculardan polimer matrikse aktarmasını sağlar (Craig, 1981; Roberson ve ark., 2006; Murchison ve ark., 2006).

Silan bağlanma ajanları, rezinin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini geliştirdiği gibi, reçine-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlayıcı ajanlar inorganik fazın partiküllerine, özellikle silika partiküllerine bağlanmada olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit reçinelerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır. Ara faz eksikliğinde ise, bağlayıcı kütlenin

dayanıklılığı azalmakta ve doldurucu yüzeyden ayrılmaktadır (Roberson ve ark.2006; Murchison ve ark. 2006).

2.6.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir (Lutz ve Phillips, 1983; Dayangaç, 2000; Roberson ve ark., 2006).

İnorganik doldurucu büyüklük ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç 2000; O'Brien 2002)

Megafil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 50-100 μ m büyüklüğündedir. Oklüzal temas yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen cam partiküller de mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir.

Makrofil Kompozitler; doldurucu partiküller 10-100 μ m büyüklüğündedir. İnorganik doldurucuların büyük ve sert olan kuartz partiküllerinden oluşması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur ki bu da yüzey pürüzlülüğü ve renklenmeye neden olur.

Midifil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 1-10 μ m büyüklüğündedir.

Minifil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μ m arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması, makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Burada inorganik doldurucular; kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir.

Mikrofil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 0.01-0.1 μ m büyüklüğündedir. İnorganik doldurucular kolloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle bitirme ve

polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir.

Nanofil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01µm arasındadır. Partiküller görülemeyecek kadar küçüktür.

Hibrit Kompozitler; farklı büyüklükteki doldurucu partikülleri içerirler. Partikül büyüklüğü, makropartiküllü reçineden daha küçüktür. Mikropartiküllü ve makropartiküllü kompozit reçinelerin özelliklerini taşır.

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç 2000)

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler,
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler,
- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozit rezinler.

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; çift pat sisteminde üretilmiştir. Polimerizasyon; iki patın karıştırılması ile kimyasal yolla başlatıldığı için kimyasal olarak aktive olan rezinler diye de adlandırılır. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur (Anusavice ve ark. 2003). Bu tür reçinelerde kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile kavitenin merkezine doğru bir büzülme görülür. İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür (Sturdevant 1995, Dayangaç 2000).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler; Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420- 450 nm dalga boyundadır. Tek pat halindeki kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Polimerizasyon sırasında büzülme ışık kaynağına doğru olduğundan kenar uyumunda birtakım sorunlar görülür (Dayangaç 2000; O'Brien 2002).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler; Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda, kullanılması önerilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelerde, 2 mm'den daha kalın kompozit uygulamalarında, girişin zor olduğu ara yüzeylerde başarılıdır (Dayangaç 2000; O'Brien 2002).

Viskozitelerine göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması (Dayangaç 2000)

- Akışkan kompozitler,
- Kondanse olabilen kompozitler.

Uygulanma yerlerine göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması (Bhat ve Nandish 2006)

- Anterior kompozitler (class III ve class V kaviteler için),
- Posterior kompozitler,
- Kor yapımı için kullanılan kompozitler,
- Pit ve fissür kompozitleri,
- Glaze reçine kompoziti,
- Bağlayıcı ajanlar,
- Protetik kompozit reçineler.

2.7. Tam Seramik Restorasyonların Rezinlerle Bağlantısı

Tam seramik restorasyonların klinik başarıları birçok faktöre bağlıdır. Bunlardan birisi de rezin ile seramik arası bağlantıdır (Spohr ve ark. 2003). Güçlü bir rezin bağlantısı yüksek tutuculuk sağlar, restorasyonun kırılmaya olan dayanıklılığını artırır ve mikro sızıntıyı önler(Blatz ve ark. 2003). Seramik materyali ve kompozit rezin arasındaki adezyon seramik ve rezin arasındaki fiziko-kimyasal etkileşimin sonucunda oluşmaktadır. Buradaki etkileşim kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlenmedir. Seramik ile rezin arasındaki bağlantıyı arttırmak için seramik yüzeyine yüzey pürüzlülüğünü artırıcı ve yüzey gerilimini azaltıcı birtakım işlemler uygulanır.

2.7.1. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tam seramik restorasyonlara uygulanan adeziv ve bağlanma dayanımları restorasyonun uzun dönemli başarısında temel belirleyici faktörlerdendir. Bu sebeple

bağlanmanın sadece materyallerin özelliklerinin dışında bağlanma yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerine de bağlı olduğu belirtilmiştir (Terry ve ark 2007).

Mikromekanik bağlantıyı arttırmak amaçlı restoratif materyale farklı yüzey işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülüğü artırılmaktadır. Bu işlemler kumlama, asitle pürüzlendirme, silan uygulama, silika kaplama, plazma uygulama, frezele pürüzlendirme, lazer uygulama ve bunların kombine uygulamalarını kapsamaktadır (Blatz ve ark. 2003).

Kumlama

Al_2O_3 partiküllerinin 2-3 bar basınç altında seramik yüzeye uygulanmasıyla yapılan kumlama, bağlanma yüzeyindeki kontaminasyon tabakasını uzaklaştırarak kompozit rezin ve restorasyon arasındaki mikromekanik retansiyonu arttırmaktadır (Valandro ve ark 2006). Kumlama ünitlerinde sıklıkla 25-250 μm boyutları arasındaki Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır. Bu partiküller silika ile kaplanmış olabilir veya olmayabilir (Alex 2008). Diş hekimliğinde yapılan araştırmalarda, kumlama işleminde sıklıkla 50 μm veya 110 μm boyutlarındaki Al_2O_3 partikülleri kullanılmıştır (Kern ve Thompson, 1994, Blatz ve ark., 2003, Zhang ve ark., 2004). Zhang ve ark. (2004), kumlama esnasında seramik yüzeyinde çatlak oluşturmamak için kısa süreli düşük basınç kullanılması gerektiği bildirilmiştir. Seramik yüzeylerin kumlanması 2-3 bar basınç altında 10mm mesafeden ve yaklaşık 10 sn süre ile yapılmaktadır (Soares ve ark., 2005).

Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme genellikle cam seramiklere uygulanmaktadır ve seramiğin yapı ve kompozisyonuna bağlı olarak farklı etki göstermektedir. Asit seramiğin yapısındaki cam matriksi kısmi olarak uzaklaştırılır ve matriks içindeki silika kristallerinin açığa çıkması sağlanır (Borges ve ark 2003). Hidroflorik asit yüzey pürüzlülüğünü arttırmakta ve aynı zamanda mikro çatlakları da yok etmektedir. Bu gelişmeyle % 5-10 arasında farklı konsantrasyonları bulunan hidroflorik asit cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde rutin olarak kullanılmaktadır (Della Bona ve Anusavice, 2002). Fosforik asitle pürüzlendirmenin yüksek dirençli seramikler (cam infiltre alüminyum oksit seramik, yoğun sinterize alümina seramik, zirkonyumla

güçlendirilmiş seramik) üzerinde hiçbir olumlu etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Kern ve Thompson, 1995; Awliya ve ark., 1998).

Silan Uygulama

Silan, porselene yüzey işlemi yapıldıktan sonra yüzeye uygulanır ve yüzey gerilimini düşürerek yüzeyi bağlanmaya daha yatkın hale getirir. Silan uygulanmasının porselenler için gerekli olduğu (Saraçoğlu ve ark 2004) ve silika esaslı seramiklerde yeterli rezin bağlanmasında önemli rol oynadığı belirtilmiştir (Barghi 2000).

Birçok seramik bağlama sistemi kompozit simanın uygulanmasından önce ayrı silan uygulanmasını gerektirmektedir. Bazı üreticilerde bağlama sistemlerine silan bağlama ajanlarını ilave etmişler ve tek aşamada uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir (Kato ve ark 1996).

Silanlar organik moleküller sınıfına dahil olup; bir veya daha fazla silikon atomu içermektedir (Matinlinna ve ark 2004; Alex 2008). Fonksiyonlarına ve substratlarına göre “primerler” veya “bağlama ajanı” olarak adlandırılırlar.

Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genellikle %90-95 etanol veya isopropanol solüsyonlarıdır. Daha seyrek alkol solusyonlarının (yaklaşık %29 veya %40-50) veya aseton-etanol karışımının kullanıldığı da bilinmektedir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan silan 3-Metakriloksipropil-trimetoksi silan (3-MPS)’dir.

Silanların organik ve inorganik substratların arayüzünde bağlama ajanı olarak görev yapabilmesi ve porselen yüzeyleri ile kimyasal olarak etkileşebilmesi için, önce hidrolize (aktive) olmaları gerekmektedir. Asetik asit genellikle silanı aktive etmek için kullanılmaktadır (Matinlinna ve ark 2004). Silan hidrolizisinin amacı her bir silan molekülünün uç kısmında hidroksil gruplarının oluşturulmasıdır. Hidroksil grupları, feldspatik porselen yüzeyinde bulunan hidroksil grupları ile reaksiyona girebilir. Karşıt hidroksil grupları birbirleri ile hidrojen bağı aracılığı ile etkileşime girer. Kondansasyon polimerizasyonu reaksiyonuyla (suyun kaybı) porselen ile arasında kovalent bağlanma oluşturulur. Bu durumda silan sadece porselen yüzeyine direk bağlanmakla kalmaz; aynı zamanda her bir silan molekülü diğer bir moleküle bağlanarak porselen yüzeyinde polimer ağını oluşturur. Kondansasyon polimerizasyonunun temelinde suyun tamamen

yok olması çok önemli rol oynayarak silanın porselene tam olarak bağlanabilmesini sağlamaktadır. Molekölün inorganik ucu porselen yüzeyine kimyasal olarak bağlanırken; diğer uçta yer alan metakrilat grubu ise serbest radikal ilave polimerizasyon aracılığı ile rezin esaslı dental materyal ve adezivlerin metakrilat grupları ile bağlanmaktadır (Alex 2008).

Konvansiyonel silanların zirkonya üzerinde silika esaslı seramiklerde olduğu kadar etkili olmadığı bildirilmiştir (Yoshida ve ark 2006). Buna rağmen silan molekülü 3- Metakriloksipropiltrimetoksisilan (3-MPS) ile 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP)'ın silan solusyonu içerisinde karışım halinde olmasının zirkonyanın bağlanması üzerinde önemli rol oynadığı belirtilmiştir (Yoshida ve ark 2006). MDP monomerin fosfat ester grubu zirkonya yüzeyinde yer alan hidroksil gruplarına bağlanabilmektedir (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern, 2000; Blatz ve ark., 2004).

Silika Kaplama

Porselen yüzeylerinin silika ile kaplanarak, hem silan bağlayıcı ajanla hem de kompozit rezinle daha kuvvetli bağlar oluşturması esasına dayanır. Kristalin seramiklerde uygulanan silika kaplama işlemi pirokimyasal ve tribokimyasal yöntem olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar;

Pirokimyasal Yöntem: Pirokimyasal yöntemde ilgili materyalin yüzeyi önce kumlanmakta sonra da özel bir aleve tabi tutulmaktadır. Buradaki alevin içerisine püskürtülen tetraetoksisilan, pirokimyasal reaksiyonla ayrıştıktan sonra materyal yüzeyinde 0.1-1 µm kalınlığında silika tabakası oluşturmaktadır. Silicoater Classical, Silicoater MD, Siloc (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Germany) ve SilanoPen (Bredent GmbH, Senden, Germany) pirokimyasal silika kaplama sistemleri olarak dental laboratuvarlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Matinlinna ve Vallittu, 2007; Kurt ve ark., 2013).

Tribokimyasal Yöntem: Tribokimyasal yöntemde silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partikülleri yüksek basınç altında seramik yüzeyine püskürtülmesinin etkisi sonucunda, seramik yüzeyinde silika tabakası

oluşturulur (Valandro ve ark., 2005). Bu sistemde istenilen yüzeyde silika kaplamasının gerçekleştirilmesi için çarpma enerjisi kullanılmaktadır. Silika kaplı partiküller seramik yüzeyine çarpıp geri dönerken lokal sıcaklığın artmasıyla birlikte partiküllerden yüzeye doğru silikanın aktarımı olmaktadır; böylece partiküller hedef yüzeye gömülmektedir. Buna “tribokimya” denmektedir (Alex 2008). Rocatec Soft ve Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany) dental laboratuvarlarda, Co-Jet (3M ESPE, Seefeld, Germany) ise ağız içinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Plazma Uygulama

Kısmen iyonize olmuş gazın içinde yer alan iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklara plazma denilmektedir. Plazmadan yüksek yoğunlukta iyonlaşan ve uyarılan parçacıklar seramik, titanyum, kompozit gibi restoratif materyallerin yüzey özelliklerini değiştirebilmektedir. Bu değişim yüzey enerjisini, ıslanabilirliği ve adezyonu arttırmaktadır(Chu ve ark.,2002).

Frezle Pürüzlendirme

Frezle pürüzlendirme işlemi ilgili yüzeye frez yardımıyla pürüzlendirme işlemidir. Ancak bu teknikte pürüzlendirilen yüzeyde mikro mekanik tutuculuk sağlanamadığı için bağlanma dayanımını arttırma da tek başına yeterli olmamaktadır. Bunun yanında cam seramiklerde çatlamalara da neden olabilmektedir (Schmage ve ark., 2003). Bu nedenle sadece kristalin seramiklerde, kumlamanın yapılamadığı durumlarda kullanılmaktadır (Awliya ve ark.,1998).

Lazerle Pürüzlendirme

Günümüzde, seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem lazer uygulamasıdır. 1960 yılında Maiman tarafından kullanılmaya başlanan lazer, bu tarihten günümüze kadar gerek tıp gerekse diş hekimliği alanında oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Akova ve ark., 2005).

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan Erbium-Yttrium–Aluminum–Garnet (Er:YAG) lazer, suyun ana absorbsiyon bandına (yaklaşık 3.0 μm) uygun bir dalga boyuna (2.94 μm) sahiptir ve aynı zamanda hidroksiapatitlerde bulan OH- grupları

tarafından iyi bir şekilde absorbe edilir(Shiu ve ark., 2007). Yüzey işlemlerinde uygun dozda uygulanan Er:YAG lazer, minede bulunan hidroksiapatit kristallerini kaldırarak adeziv sistemlerin mikromekanik retansiyonunu sağlayan düzensiz bir yüzey yapısı oluşturur (Hibst ve Keller, 1989; Hossain ve ark., 1999). Dental yapılarla olan iyi etkileşiminden dolayı da Er:YAG lazer, seramik yüzey pürüzlendirmesi için uygun bir seçenek olarak görülmektedir (Shiu ve ark., 2007).

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir diğer lazer tipi Neodymium–Yttrium–Aluminum–Garnet (Nd:YAG) lazerdir. Nd:YAG lazer en çok yumuşak ve sert doku cerrahisinde uygulanmakla birlikte (Strauss, 2000), bu lazerle gerçekleştirilmiş başarılı endodontik uygulamalarda bildirilmiştir (Mehl ve ark.). Ayrıca Nd:YAG lazer ile feldspatik seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinin uygun bir mikro mekanik retansiyon sağladığı ve bununda seramik/rezin bağlantısını geliştirdiği ifade edilmiştir (Li ve ark., 2000).

2.8. Porselen, Kompozit Resin Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntem ve Analizler

2.8.1. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Klinikte kullanılan restoratif materyallerin en iyi ölçme ve değerlendirme yöntemi yine klinik çalışmalarla yapılmaktadır. Ama maliyetin yüksekliği, hasta ile kooperasyon sorunları, hastanın takiplere gelmemesi, uzun süreli takip gerektirmesi gibi nedenlerden dolayı rutin olarak kullanımı pek yapılamamaktadır (Koyuturk ve ark. 2008). Bunun yerine, invitro çalışma olan ve ağız ortamını taklit eden yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Khoroushi ve Mansoori, 2012).

Suda Bekletme

Suda bekletme yöntemi özellikle polimerizasyonun tamamlanması sırasında ağız ortamında gibi ıslak bir ortamda yapılmasını hedefler. Yapılacak işleme göre suda bekletme işlemi 37 °C'deki suda, 24 saat, 7 gün ya da 30 gün bekletme şeklinde gerçekleştirilmektedir. Çalışmalarda genellikle 24 saat bekletme süresi yeterli görülmektedir. Kısa bekletme süresi dahi, hidrolitik bozulmayı hızlandırarak bağlanma dayanımını zayıflatmaktadır (De Munck ve ark., 2003). Bu yöntemde bekletme

solüsyonu olarak genellikle su kullanılmaktadır. Bazı durumlarda klinik şartları yakından taklit etmek için yapay tükürük ya da esteraz enzimi de kullanılmaktadır (De Munck ve ark. 2005).

Termal Devirlendirme

Termal devirlendirme yöntemi ağız ortamını taklit etme amaçlı yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Klinikte kullanılan restoratif materyaller ağız ortamını taklit etme amaçlı tekrarlayan periyotlar ile soğuk ve sıcak su banyolarına maruz bırakılmaktadırlar (Bektas ve ark., 2012).

ISO TS 11405 standartlarına göre, termal devirlendirme protokolü 5/55 °C sıcaklıklarındaki banyolarda 500 kez yapılmaktadır. Gale ve Darwell, 1 yıllık klinik kullanımı taklit etmek için 10.000 termal döngü sayısını yeterli olduğunu bildirmişlerdir (Gale ve Darvell, 1999).

Hava Koşulları Döngüsü (Accelerated Weathering)

Ağız ortamı dışında çevresel faktör olan hava koşullarında taklit edilmesi amacıyla uygulanan yöntemdir. Genellikle restorasyon renklenmesi çalışmalarında kullanılmaktadır. Kendine özgü cihazında ultraviyole (UV) ışık, sıcaklık ve nemin istenilen miktarlarda ayarlanarak restorasyonun bu şartlara tabi tutulması işlevine dayanan yöntemdir.

Mekanik Yükleme

Ağız ortamında çiğneme sırasında oluşan yükleri taklit etmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde klinik koşulları daha iyi taklit etmek için restoratif materyal yüzeyine çiğneme simülatörleri ile mekanik kuvvet uygulanmaktadır. Bazı araştırmacılar çiğneme simülatörlerinin bağlanma ara yüzeyinde belirsiz bir etki oluşturduğunu, bu nedenle termal döngü cihazı ile birlikte kullanılması gerektiğini savunmaktadırlar (Nikaido ve ark., 2002; Bedran-de-Castro ve ark., 2004).

2.8.2. Mekanik Testler

Literatürde bağlantı dayanıklılığını ölçmek için çeşitli test yöntemleri tanımlanmıştır. Bunlar makaslama testi (shear test), eğilme testi (flexure test), torsiyon

testi (torsion test), gerilim bağlanma testi (tensile test) ve çekme testi (pull-through test) olarak sınıflandırılabilir (Hammad ve Talic, 1996; Fischer, 2002). Yine bu testler uygulanan yüzey alanına bağlı olarak makro ve mikro test yöntemleri olarak da sınıflandırılmaktadırlar. 3 mm^2 den daha büyük bağlanma alanına sahip olan test yöntemleri makro test yöntemi, daha küçük bağlanma alanına sahip olan test yöntemleri ise mikro test yöntemleri olarak adlandırılırlar (Braga ve ark., 2010)

Kesme, Makaslama (Shear) Testi

Birbirine adeziv ajan ile bağlı iki materyalin bağlantı bölgesinde kırık oluşana kadar arayüze makaslama kuvveti uygulanması esasına dayanır (Verslius ve ark., 1997). Makaslama kuvveti tel ilmek, çentikli ve bıçak sırtı keskililerle uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010). Bağlanma dayanımı, kırık oluşana kadar uygulanan maksimum kuvvetin arayüz alanına bölünmesi ile hesaplanmaktadır. Birimleri pound/inch², kg/cm² veya N/mm² [Megapaskal (MPa)] olarak ifade edilebilir (Verslius ve ark., 1997).

Makaslama testinde uygulanan yükün hızı sonuç değeri etkileyen önemli bir parametredir. Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), makaslama bağlanma dayanımındaki yüklerle birlikte uygulanan hızın 0.45-1.05 mm/dk arasında uygulanması gerektiğini bildirmiştir (ISO/TS 11405 2003).

Gerilim Bağlanma (Tensile) Testi

Bu testte adeziv materyal ile birbirine bağlı iki materyal birbirlerinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bağlanma, bağlantı yüzeyine dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır (Oilo 1993). Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile “gerilim bağlanma dayanım değeri” elde edilir (Cardoso ve ark., 1999; Nikaido ve ark., 2003).

Mikro Makaslama Testi

Makaslama testine benzer özellikteki test yöntemidir. Farkı 3 mm^2 veya daha küçük olan örnekler üzerine uygulanmasıdır. Tek bir materyalden, stres oluşturmaksızın çok sayıda örnek elde edilmektedir. Mikro makaslama testi özellikle cam iyonomer ve mine gibi kırılğan materyallerde uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010). Bu

yöntemde, makaslama testinin ara yüzünde oluşan dağınık stres dağılımı bağlanma alanının küçülmesi nedeniyle azalır. Bu sayede büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkileri ortadan kaldırılmış olur (Andrade ve ark., 2010; Braga ve ark., 2010; Scherrer ve ark., 2010).

Mikrogerilim (Microtensile) Bağlantı Testi

Mikrogerilim bağlantı testleri, germe testindeki, adeziv ara yüzeyde oluşan ve dağınık olan stres dağılımını elimine etmek ve ara yüzeydeki defektlerin etkisini en aza indirmek amacıyla Sano ve ark. (1994), tarafından geliştirilmiştir.

Mikrogerilim bağlantı testleri; yüzey alanı 3mm^2 den küçük olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dk hızla germek kuvveti uygulanarak bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004).

2.8.3. Yüzey Analiz Yöntemleri

Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre Analizi)

Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan bir cihazdır. Kontakt ve optik profilometre olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır. Kontakt profilometrede elmaştan yapılmış tarayıcı bir uç, numune yüzeyinde gezindirilirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Chappard ve ark., 2003).

Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümünde birçok parametre bulunmaktadır. En sık kullanılan parametreler R_a , R_z , R_{pm} ve $R_z:R_{pm}$ oranıdır (Whitehead ve ark., 1999). Bu parametrelerden R_a parametresi, yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır. Değerlendirme aralığındaki en yüksek beş çıkıntının ortalaması R_z , en derin beş girintinin ortalaması ise R_{pm} olarak adlandırılmaktadır (Whitehead ve ark., 1999).

Optik profilometreler ise temas eden tarayıcı bir uç olmaksızın lazerle tarama yapmaktadır. Lazer ışını yüzeydeki bilgileri toplayarak üç boyutlu görüntü ve nanometrik bir ölçüm sağlamaktadır. Optik profilometre, kontakt profilometreye göre daha net yüzey analizi sunmakla beraber pahalı bir sistem olduğu için daha nadir kullanılmaktadır (Chappard ve ark. 2003; Kakaboura ve ark. 2007).

Profilometrede yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede kullanılan bazı önemli parametreler bulunmaktadır;

- Ra: Ölçülen tüm yüzey pürüzlülüklerinin aritmetik ortalama yüksekliği olup yüzey pürüzlülüklerinin merkezi çizgiden mutlak sapması olarak tanımlanmaktadır.
- Rq: Yüzey yükseklik dağılımının standart sapmasını gösteren önemli bir parametre olup istatistiksel değerlendirmeler de Ra'dan daha anlamlı bir parametredir.
- Rp: Merkezi çizgi ile en yüksek tepe arasındaki mesafedir.
- Rv: Merkezi çizgi ile en derin vadi arasındaki mesafedir.
- Rmax: En yüksek tepe ile en derin vadi arasındaki vertikal mesafedir.
- Rz: Birbirini izleyen beş en yüksek tepe ile beş en derin vadinin ortalamaları arasındaki yükseklik farklılığıdır (Gadelmawla ve ark., 2002).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (Scanning elektron microscopy, SEM) örneklerin mikro yapılarının incelenmesi ve analizinde kullanılan bir görüntüleme cihazdır. SEM, yüksek enerjili elektronların yüzeye gönderilmesi ve yüzeyle etkileşen düşük enerjili elektronların dedektör tarafından algılanarak toplanmasıyla bu sinyallerin ekran üzerinde görüntüye dönüştürmesi prensibi ile çalışır (Peter J. Goodhew, 2001). SEM elektron demetinin çarptığı bölgenin yerel topografisi, bileşimi, kristal yapısı gibi özelliklerini gözlemleyebilmeye imkan verir (Spivak ve ark., 1970; Goldstein ve ark., 2003).

Enerji Dağılımlı X-Işımları Analizi (EDS)

Enerji dağılımlı x-ışınları analizi (EDS), örnek yüzeyinde belirlenen bir noktada bulunan element kompozisyonunu tanımlamak için kullanılan bir tekniktir. EDS analizi, taramalı elektron mikroskopunda (SEM) bulunur ve örnek yüzeyine taramalı bir elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir. Bazı elektronlar, örnek içerisindeki elektronlar ile çarpışarak elektronların yörüngelerinden çıkar ve boşalan pozisyonlar yüksek enerjili elektron tarafından doldurulur. Yayılan x-ışınları analiz edilerek, örnek yüzeyindeki element içeriği tespit edilir (Goldstein ve ark., 2003).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy- AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) genel adı taramalı prob mikroskobu olan ve yüzeyin taranması prensibine dayalı mikroskop ailesine aittir. AFM’ de örnek yüzeyini tarayıp bilgi toplayan esnek bir kola monte edilmiş ince bir prob (iğne) kullanılır. İğne ve yüzey atomları arasında atomik boyutta bir uzaklık bulunmaktadır ve iğne yüzey üzerinde hareket ettikçe atomlar arası potansiyeller yüzünden denge çubuğu aşağı ve yukarı doğru hareket eder. Bir anlamda yüzey ile uç arasındaki etkileşim gücünü ölçer (Carvalho ve ark., 2013). Etkileşim gücü örnek yüzeyi ile prob aralarındaki mesafeye bağlıdır. Örnek ve iğne arasındaki moleküler kuvvetler denge çubuğunun hareketi için kullanılan dedektör ve lazer ile ölçülür. Geri besleme devresi örneği bir piezo-elektrik tüp ile aşağı ve yukarı hareket ettirir. Denge çubuğu küçük değişimler için Hooke Yasası'na uyduğu için, örnek ile iğne arasındaki kuvvet hesaplanabilir. Üç boyutlu görüntü ise denge çubuğunun hareketleri x, y ve z eksenlerinde kaydedilerek elde edilir. Z-ekseni örneğe dik bir şekilde olmak üzere tarama ünitesi x, y ve z eksenlerinde Å (Ångström) derecesinde çözünürlüğe sahiptir (Carvalho ve ark., 2013).

Atomik Kuvvet Mikroskobu yardımı ile yüzey üzerinde bulunan moleküler yapılar arasındaki ilişkiler yüzeyin sertliği, yüzeyinin nasıl görüldüğü, yansıma gibi maddesel özellikler hakkında fikir edinilebilir. Bununla birlikte atomik kuvvet mikroskobu ile örneği oluşturan element ve moleküllerin bileşimi, maddelerin sertliği ve erime noktaları gibi bazı maddesel özellikleri hakkında da bilgi edinilebilir. Bunların

yanında atomların madde içindeki düzenleri, bu düzenler arasındaki ilişkiler ve maddelerin elektriksel özellikleri (iletkenlik vb.) gibi kristalografik bilgi de veren AFM görüntüleri elde edilebilir (Baro ve Reibenfenger,2012; Carvalho ve ark. 2013).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

Çalışmamız Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Fatih Üniversitesi Biyoteknoloji Ar-Ge merkezinde bulunan cihazlar yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Proje Yönetim Ofisi 1903.15.001 no'lu bap projesi ile desteklenmiştir.

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış hibrit seramikler ile kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanıklılığının karşılaştırıldığı çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 6'da, materyaller ise Tablo 7'de görülmektedir.

Tablo 6. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
Kesim Cihazı	Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Elmas Kesme Bıçağı	Series 15 LC Diamond	Buehler, Illinois, ABD
Basıncılı Polimerizasyon Cihazı	Vertex Multicure	Vertex-Dental B.V. Headquarters The Netherlands
Yüzey Parlatma Makinesi	Minitech 233	Presi,38320 Brié-et-Angonnes - Grenoble - France
Ultrasonik Memizleme Makinesi	Kudos SK 3310 HP	Shanghai Kudos Ultrasonic instrument co.ltd, Shanghai cao bao road 1467, China
LED Cihazı	Bluelex GT-1200,	Monitex, New Taipei City 24158, TAIWAN
Ağız İçi Kumlama Cihazı	Airsonic Mini Sandblaster,	Hager Werken, 269 Duisburg, Germany
Stereomikroskop	Olympus SZ 61	Olympus, 48 Woerd Avenue Waltham, MA, 02453, USA
Profilometre cihazı	Dektak 8	Advanced Development Profiler, Veeco, Plainview, NY, USA
İnkübatör cihazı	EN 025	Nüve, Akyurt, Ankara, Türkiye
Termal Devirlendirme Cihazı	Salubris Technica	Salubris, Boston, Massachusetts 02108, U.S.A.
Universal Test Cihazı	Shimadzu AGS-X,	Shimadzu Corp., Tokyo, Japonya
Dijital Kumpas	Digimatic Caliper	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Eurosonic Energy	Euronda, Vicenza, Italya
Au-Pd Kaplama Cihazı	Quorum - SC7620	Quorum Technologies Ltd, United Kingdom
Taramalı Elektron Mikroskobu	JSM-7001F	Jeol, Tokyo 196-8558, Japonya

Tablo 7. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	MARKA	ÜRETİM NO	ÜRETİCİ FİRMA
Hibrit seramik	Vita Enamic	51100	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Rezin nano seramik	Lava Ultimate	N606702	3M ESPE, Carl-Schurz, Straße 41453 Neuss, Germany
% 9.5'luk Hidroflorik Asit	Bisco	1500002307	Bisco, Inc. 1100W.Irving Park Rd. Schaumburg, U.S.A.
Fosforik Asit	Scotchbond Universal Etchant,	553588	3M ESPE, Carl-Schurz, Straße 41453 Neuss, Germany
Kompozit Rezin	Z250	N602029	3M ESPE, 2510 Conway Avenue St. Paul, MN 55144-100 U.S.A
Silan	Bisco	1500002122	Bisco, Inc. 1100W.Irving Park Rd. Schaumburg, U.S.A.
Bonding Ajan	Single Bond Universal	594359	3M ESPE, Carl-Schurz, Straße 41453 Neuss, Germany
Silika Partikülleriyle Modifiye Edilmiş 30 µm Boyutunda Alüminyum Oksit Kumu	CoJet Sand	68411	3M ESPE, Carl-Schurz, Straße 41453 Neuss, Germany
Akrilik rezin	Vertex Orthoplast	XR051P08	Vertex-Dental BV, Zeist, Hollanda

3.2. Rezin İçerikli Seramik Blokların Elde Edilmesi

Çalışmamızda 12 x 14 x 18 mm ebatlarındaki Vita Enamic (EM-14) bloklar (şekil 2) ve 14 x 14 x 18 mm ebatlarındaki Lava Ultimate (14L) bloklar (şekil 3) kullanılmış ve 2 mm kalınlığında örnekler elde edilmiştir.



şekil 2. Vita Enamic Bloklar



şekil 3. Lava Ultimate Bloklar

Dilimleme işlemi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluffı IL, ABD) kullanılarak yapıldı. Kesimler için 0.4 mm kalınlığında elmas kesme disk (IsoMet Diamond Wafering Blades, Buehler, Lake Bluffı IL, ABD) kullanıldı. Kesme işlemi su soğutması altında elmas kesme disk kalınlığı ilave edilerek 2,4 mm aralıklarla 350 rpm devirde yapıldı (şekil 4).



Şekil 4. Blokları kesme işleminin yapılması

Kesme işleminin sonunda 2 mm kalınlığında bloklar elde edildi (Şekil 5). Hazırlanan örnekler silindirik kalıpların merkezine gelecek şekilde yerleştirildi ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan otopolimerizan şeffaf akrilik rezin ile dolduruldu. Şeffaf akrilikle doldurulan kalıplar Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarında bulunan basınçlı polimerizasyon cihazına (Vertex Multicure, Vertex-Dental B.V. Headquarters The Netherlands) yerleştirildi ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 55°C sıcaklıkta ve 2.5 bar basınç altında 10 dk. bekletildi (Şekil 6).



Şekil 5. 2 mm kalınlığında elde edilen bloklar



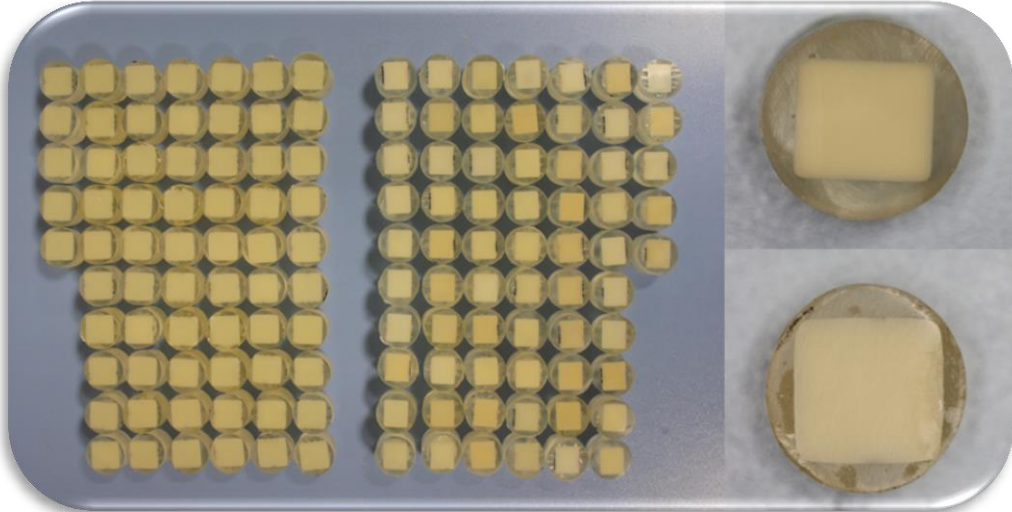
Şekil 6. Otopolimerizan akriliğin basınçlı polimerizasyon cihazında bekletilmesi

Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıptan çıkarıldıktan sonra Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan parlatma cihazında (Minitech 233, Presi, 38320 Brié-et-Angonnes - Grenoble - France) 500 devir/dk hızda 240, 320, 400, 800 ve 1200 grit lik aşındırıcı kağıt parlatma diskleriyle akan su altında 1 dk boyunca tutularak yüzey parlatma işlemi yapıldı (Şekil 7).



Şekil 7. Parlatma makinesi ile yüzey parlatılması.

Yüzey parlaklığı sağlanan tüm örnekler (Şekil 8) distile su kullanılarak 53 khz lik ultrasonik temizleyici (Kudos, Shanghai Kudos Ultrasonic instrument co.ltd, Shanghai cao bao road 1467, China) ile 90 sn süre ile yüzey temizliği sağlandı (Şekil 9).

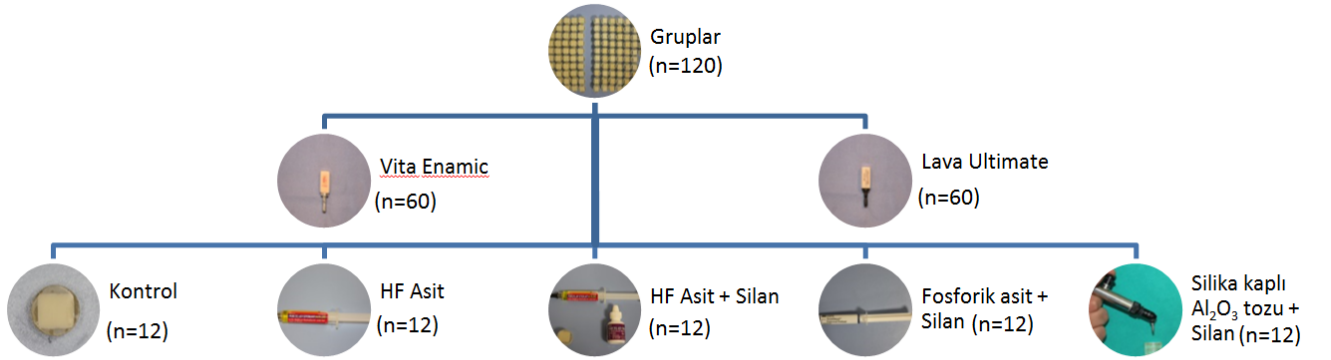


Şekil 8. Akrilik bloklara gömülüp yüzey parlaklığı ve temizliği yapılan örnekler



Şekil 9. Ultrasonik temizleyici ile yüzey temizliğinin sağlanması

Akriliğe gömülen Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bloklardan 120 adet örnek hazırlandı. Hazırlanan örnekler Vita Enamic blokları için kontrol (VC), HF asit (VHF), HF asit ile beraber silan (VHFS), fosforik asit ile birlikte silan (VPS), silika kaplı Al_2O_3 tozu ile beraber silan (VCS) ve Lava Ultimate blokları için kontrol (LC), HF asit (LHF), HF asit ile beraber silan (LHFS), fosforik asit ile birlikte silan (LPS), silika kaplı Al_2O_3 tozu ile beraber silan (LCS) olmak üzere alt gruplara ayrıldı (Şekil 10).



Şekil 10. Çalışmada kullanılan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri

3.3. Seramik Örneklerle Yüzey İşlemleri Uygulanması

3.3.1. Kontrol Grubu

Bu gruptaki örneklerle herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır. (Şekil 11)



Şekil 11. Kontrol grubu yüzey işlemi örneği

3.3.2. HF Asit Grubu

Bu gruptaki örneklerle üretici firmanın direktifleri doğrultusunda 60 sn boyunca %9.5 lik HF asit jeli (9.5% Buffered Hydrofluoric Acid Gel, BISCO, Schaumburg,

U.S.A.) yüzeye uygulandı ve bekletildi ve 20 sn hava su spreyi ile yıkandı ve 20 sn yağsız kuru hava ile kurutuldu (Şekil 3.12).



Şekil 12. HF Asit grubu yüzey işlemi örneği

3.3.3. HF Asit +Silan Grubu

Bu gruptaki örneklere üretici firmanın direktifleri doğrultusunda 60 sn boyunca %9.5 lik HF asit jeli (9.5% Buffered Hydrofluoric Acid Gel, BİSCO, Schaumburg, U.S.A.) yüzeye uygulandı ve bekletildi ve 20 sn hava su spreyi ile yıkandı ve 20 sn yağsız kuru hava ile kurutuldu. Sonrasında üretici firmanın direktifleri doğrultusunda ince 1 kat silan (Pre-Hydrolyzed Silane Primer,BİSCO, Schaumburg, U.S.A.) 30 sn boyunca bond fırçası yardımı ile yüzeye uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 13).



Şekil 13. HF Asit + Silan grubu yüzey işlemi örneği

3.3.4. Fosforik Asit + Silan Grubu

Bu gruptaki örnekler 60 sn boyunca % 37 lik Fosforik asit jeli (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE,Deutschland, Almanya) yüzeye uygulandı ve bekletildi sonrasında 20 sn hava su spreyi ile yıkandı ve 20 sn yağsız kuru hava ile kurutuldu. Sonrasında üretici firmanın direktifleri doğrultusunda ince 1 kat silan (Pre-Hydrolyzed Silane Primer,BİSCO, Schaumburg, U.S.A.) 30 sn boyunca bond fırçası yardımı ile yüzeye uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 14).



Şekil 14. Fosforik Asit + Silan Grubu yüzey işleme örneği

3.3.5. Silika Kaplı Al_2O_3 Tozu + Silan Grubu

Bu gruptaki örneklere ağız içi mini kumlama cihazı (Airsonic Mini Sandblaster, Hager Werken, 269 Duisburg, Germany) (Şekil 15) 30 μ boyutunda silika kaplı Al_2O_3 tozu (CoJet Sand, 3M ESPE, Deutschland, Germany) 10 mm mesafeden 2.8 bar basınç altında 60 sn boyunca uygulandı ve sonrasında kumlanan yüzeylere üretici firmanın direktifleri doğrultusunda ince 1 kat silan (Pre-Hydrolyzed Silane Primer,BİSCO, Schaumburg, U.S.A.) 30 sn boyunca bond fırçası yardımı ile yüzeye uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 16).



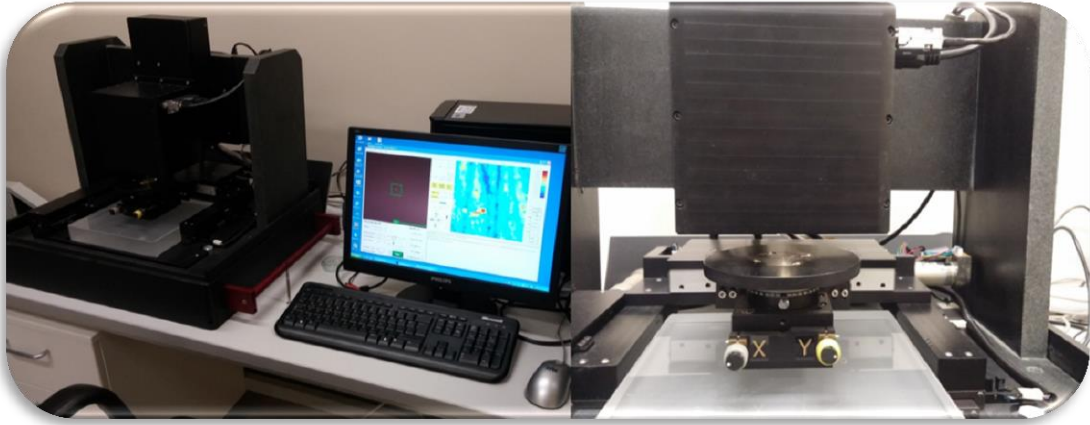
Şekil 15. Örnekleri kumlamada kullanılan ağız içi mini kumlama cihazı



Şekil 16. Silika Kaplı Al_2O_3 Tozu + Silan Grubu yüzey işleme örneği

3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Yüzey işleme uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate örnekler, Fatih Üniversitesi Biyomimetik Teknoloji Ar-Ge merkezindeki profilometre cihazı kullanılarak (Dektak 8 Advanced Development Profiler, Veeco, Plainview, NY, USA) yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi ve farklılıkların değerlendirilmesi amacıyla incelendi (Şekil 17). Yüzey pürüzlülük değeri belirlenmesi, elmas sivri uçlu iğnenin numune yüzeyini $1000\ \mu m \times 4000\ \mu m$ ' lik alanı kapsayacak şekilde taraması ile gerçekleştirildi. Her örneğin farklı 3 noktasından ölçümler yapılarak ortalama Ra değeri saptanmıştır.



Şekil 17. Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı

3.5. SEM Değerlendirmesi

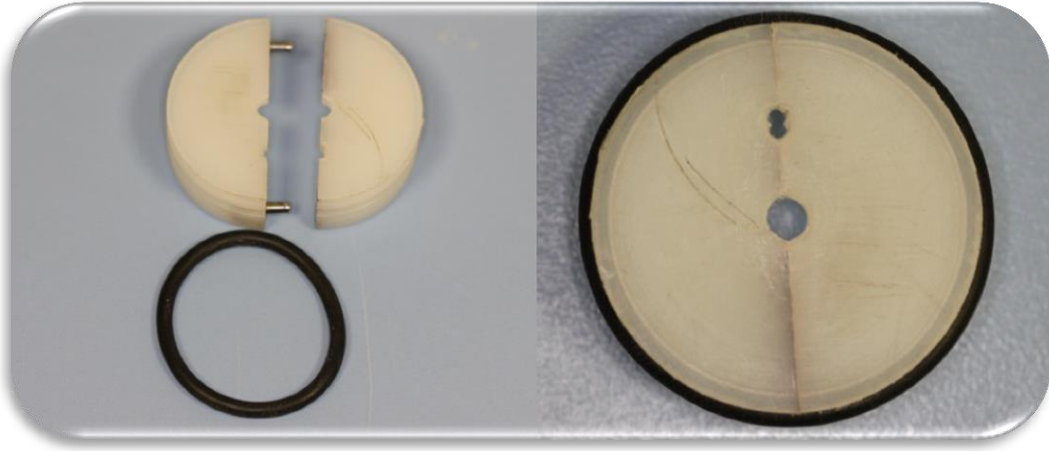
Her alt gruptan aynı şart ve koşullar altında üretilen fazladan birer örnek, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan Au-Pd Kaplama Cihazında (Quorum - SC7620, Quorum Technologies Ltd, United Kingdom) 20nm altın palladyum ile kaplandıktan sonra, JEOL/JSM-7001F (Jeol,Tokyo 196-8558, Japonya) taramalı elektron mikroskobu kullanılarak (Şekil 18) 15 kV de x250, x500 ve x1000 büyütmelerde yüzey morfolojilerinin mikroskobik görüntüleri kaydedildi.



Şekil 18. a. Örneklerin Au-Pd kaplandığı Cihaz b. Taramalı Elektron Mikroskobu

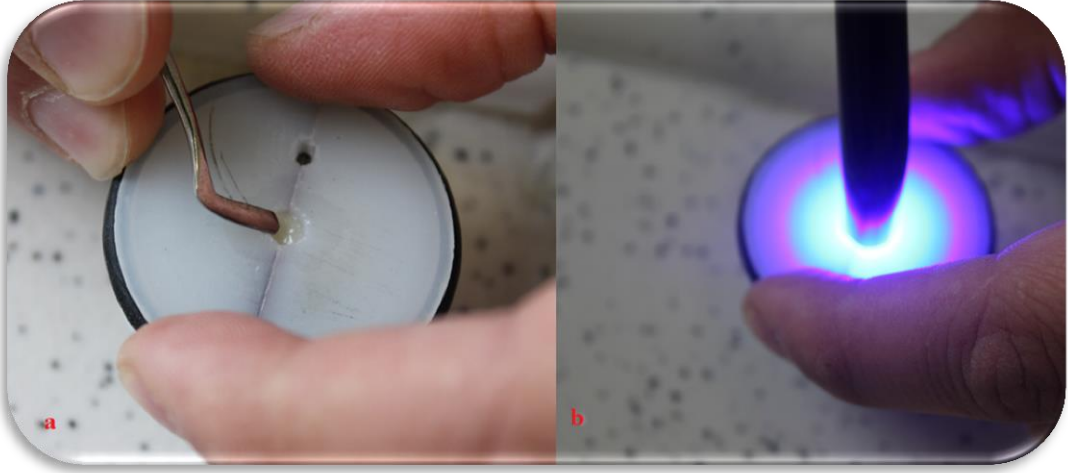
3.6. Kompozit Rezinlerin, Resin İçerikli Seramik Yüzeylere Uygulanması

Kompozit örneklerin standardizasyonu için 4mm çapında ve 2mm derinliğinde hazırlanan politetrafloroetilen (PTFE) kalıp kullanılmıştır (şekil 19). Özel olarak torna cihazında hazırlatılan bu kalıp, örneklerin polimerizasyonundan sonra kolaylıkla ve zarar görmeden ayrılması için iki parça şeklinde hazırlanmıştır. Ayrıca birbiriyle tam uyumlu olarak birleşebilmesi için metal çubuklarla giriş yolu yapılmış ve ayrılmaması içinde kalıba lastik yuvası hazırlatılmış ve lastikle sabitlenmiştir.



şekil 19. Kompozit örneklerin standart lde bağlanabilmesi için hazırlanan politetrafloroetilen kalıp

Resin içerikli porselen bloklara kompozit resin uygulamadan hemen önce porselen yüzeye 20 sn boyunca universal bond (3M ESPE, Carl-Schurz, Strağe 41453 Neuss, Germany) uygulandı, 5 sn hava ile kurutulduktan sonra 10sn süre ile ışınılandı. Sonrasında politetrafloroetilen kalıp yardımıyla porselen blokların merkezine kompozit resin (3M Espe, St. Paul, USA) uygulandı ve yüzeydeki fazlalıklar alındıktan sonra dalga boyu 420-490 nm ve ışık gücü 1200 mW/cm^2 olan LED (Light Emitting Diode) ışık cihazı (Bluelex GT-1200, Monitex, New Taipei City 24158, TAIWAN) ile 20 sn üstten ve kalıp çıkarıldıktan sonrada 20 sn olmak üzere toplam 40 sn süre ile polimerizasyon sağlandı (şekil 20).



Şekil 20. a. Kompozit rezinin porselen yüzeye kalıp yardımı ile yerleştirilmesi **b.** Kompozit rezinin polimerizasyonu

Örneklerin tamamının polimerizasyonunda aynı ışık cihazı kullanıldı. Her gruptan sonra ışık cihazının gücü dahili radyotometre ile kontrol edildi ve cihazın gücünün 1200 mW/cm^2 olmasına dikkat edildi (Şekil 21).



Şekil 21. a. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazı **b.** cihazın radyometre ile ışık şiddetinin ölçülmesi

3.7. Yapay Yaşlandırma İşlemi

Elde edilen tüm örnekler Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan inkübatör cihazında (Etüv, Nüve, Ankara, Türkiye) 37°C deki distile suda 24 saat bekletilmiştir. Sonrasında tüm örnekler termal devirlendirme cihazında $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ve $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklıklarda distile su bulunan tanklarda her bölmede 30sn ve transfer süresi 5sn olacak şekilde 5000 devir yaptırılmıştır (Şekil 22).

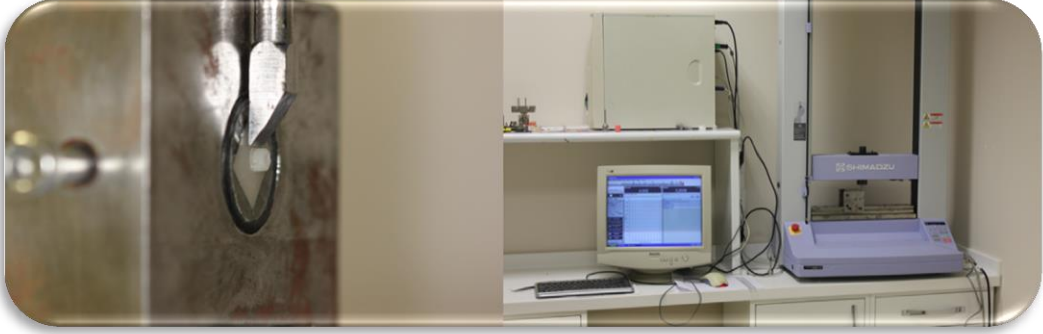


Şekil 22. Yapay yaşlandırmada kullanılan cihazlar: a. Inkübatör cihazı b. Termal devirlendirme cihazı

3.8. Makaslama Bağlantı Testinin Uygulanması

Yapay yaşlandırma işlemleri tamamlanmış örneklerin rezin içerikli seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı ISO TR 11405 kriterleri dikkate alınarak test etmek için Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corp., Tokyo, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 23). Resin içerikli seramik ve kompozit rezin ara yüzeyine paralel olarak yerleştirilen bıçak sırtı şeklindeki metal uç bağlanma ara yüzeyine yerleştirilmiş ve iniş hızı 0.5 mm/dk olacak şekilde kuvvet uygulamış ve kırılmanın meydana geldiği maksimum kuvvet N (Newton) değerinde kayıt edilmiştir. Daha sonra bu veriler, $\sigma = P/A$ denklemiyle örneklerin bağlantı yüzey alanına (mm^2) bölünerek MPa (Megapaskal) cinsinden sonuçlar elde edildi.

$\sigma = P/A$ **P:** Kopma anındaki kuvvet **N (Newton)**
 A: Bağlantı alanı (**mm²**)

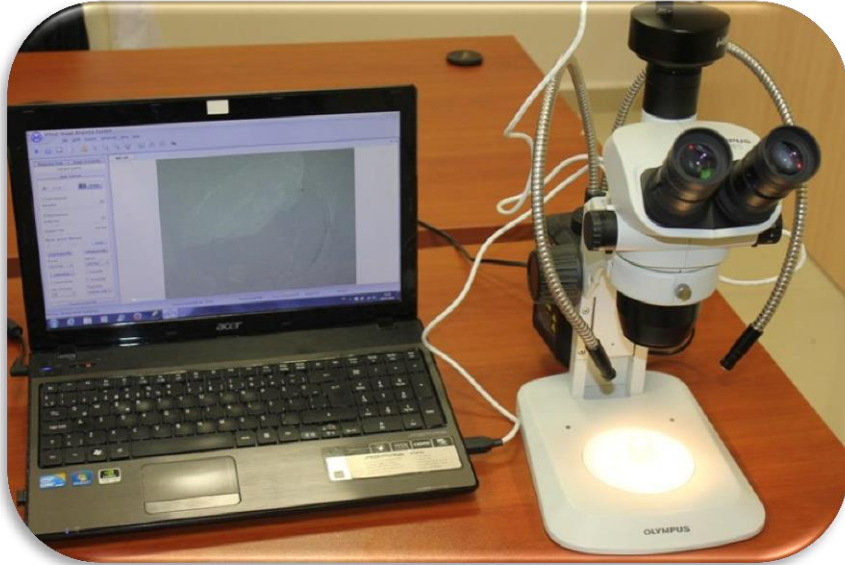


Şekil 23. Araştırmada kullanılan universal test cihazı ve yerleştirilen örnek görüntüsü

3.9. Yüzey Analizlerinin Uygulanması

3.9.1. Kırılma Analizi

Universal test cihazıyla yapılan makaslama testi sonrasında stereo mikroskop (Olympus SZ 61, 48 Woerd Avenue Waltham, MA, 02453, USA.) kullanılarak X30'luk büyütmede kırık yüzeylerin analizi yapılmıştır (Şekil 24).



Şekil 24. Yüzey incelemesinde kullanılan steromikroskop

Kırılma başarısızlık tipleri üç grup altında incelenmiştir: adeziv, koheziv ve karışık (adeziv + koheziv).

Adeziv kopma: Rezin içerikli seramik ve rezin kompozitin tam olarak ayrılması.

Koheziv kopma: Rezin içerikli seramiğin kendi içinde ayrılması ve rezin kompozitin kendi içinde olarak iki şekilde incelendi.

Karışık: Adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü kopma tipi incelendi.

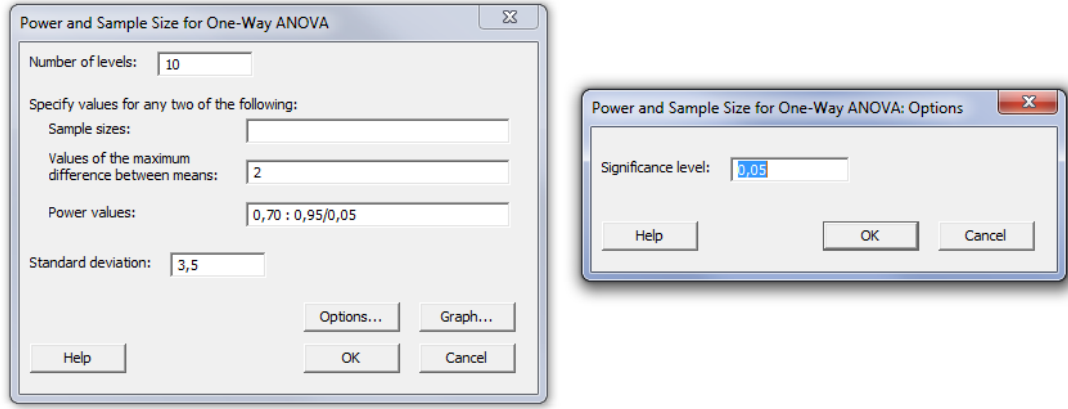
3.9.2. SEM Analizi

Kırılma başarısızlığı tiplerindeki yüzey araştırması için her gruptan ve başarısızlık tipinden birer örnek, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan Au-Pd Kaplama Cihazında (Quorum - SC7620, Quorum Technologies Ltd, United Kingdom) 20nm altın palladyum ile kaplandıktan sonra JEOL/JSM-7001F (Jeol,Tokyo 196-8558, Japonya) taramalı elektron mikroskobu kullanılarak 15 kV de x20, x250, x500 ve x1000 büyütmelelerde kırık yüzeylerin mikroskobik görüntüleri kaydedildi.

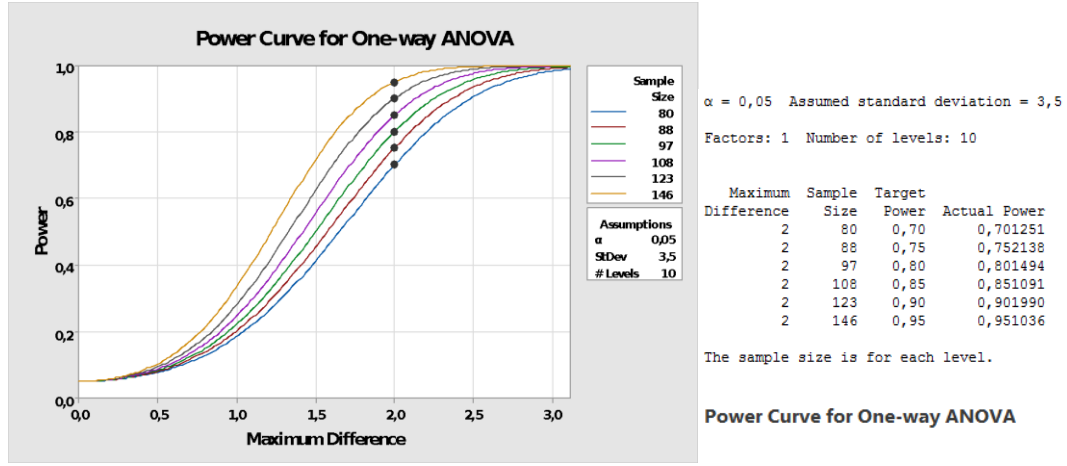
3.10. İstatistiksel Değerlendirme

3.10.1 Kullanılacak Örnek Sayısının Belirlenmesi

Çalışmamıza başlamadan önce yaptığımız ön çalışma ve benzer çalışmalar ışığında gruplar ve alt gruplarda çalışılacak örnek sayısını belirlemek MiniTab programı kullanılarak yapılacak olan alt grup sayımız 10, standart sapmamız 3,5 anlamlılık düzeyimiz 0,05 değerler arası maksimum etki değeri 2 olacak şekilde (Şekil 25) güç analizi yapılmış ve çıkan sonuçlara göre 0,90'lık güç düzeyinde 120 örnek ile çalışılmıştır. (Şekil 26)



Şekil 25. Güç analizinde kullanılan parametreler



Şekil 26. Güç analizi sonucu örnek sayısının oluşturacağı güç düzeyleri

3.10.2. Sonuçların İstatiksel Değerlendirilmesi

Çalışmamızda elde edilen tüm veriler elde edildikten sonra, SPSS 22 (IBM SPSS Statistics 22, SPSS inc., IBM Corp., New New York, ABD) istatistik programı kullanılarak anlamlılık düzeyi 0.05 düzeyinde istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm ve bağlantı dayanım test sonuçları Shapiro-Wilk normalite testi ile değerlendirildiğinde her iki grup için de alt gruplar normal dağılım gösterdi ($p > 0.05$).

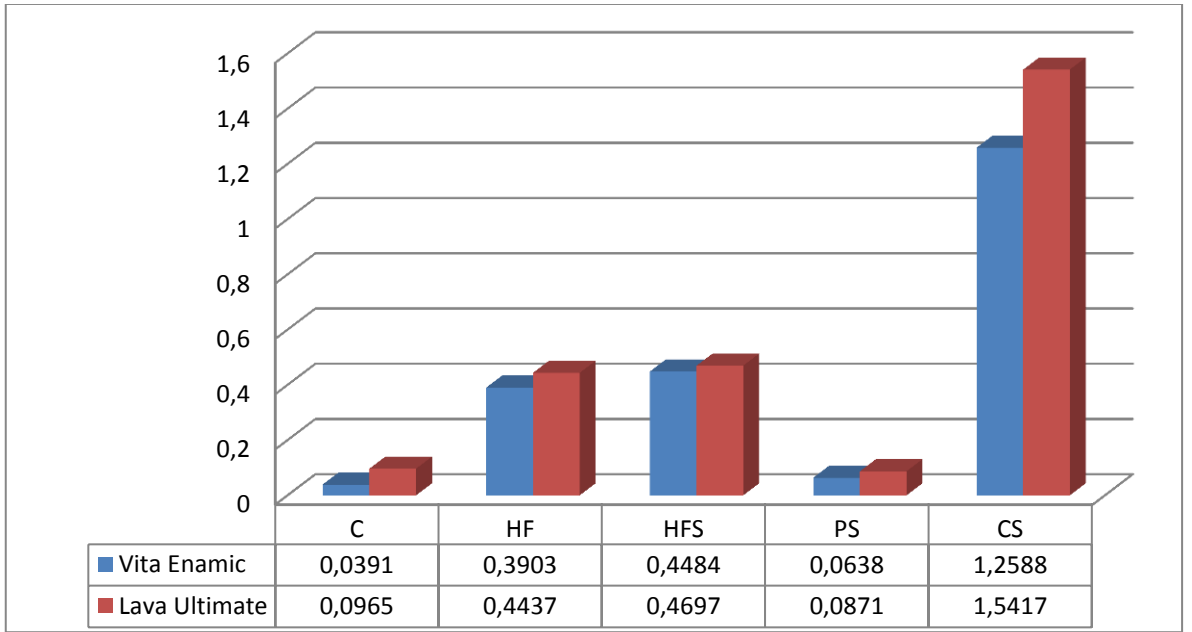
Alt gruplar normal dağılım gösterdiğinden dolayı yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerini gruplar arası karşılaştırmak için parametrik bir test olan anova testi kullanıldı. Tek yönlü Anova testi sonuçlarında gruplar arası anlamlı fark olduğu ve Levene's homojenite testi sonuçlarına göre de varyansların homejen dağılım

göstermediği gözlemlendiğinden dolayı gruplar arası farklılıkların değerlendirilmesi için Tamhane çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Her bir materyal grubu içindeki yüzey işlemi gruplarını ve bağlanma dayanım değerlerini ikili olarak karşılaştırmak için gruplar arasında normal dağılım gösterdiğinden parametrik test olan bağımsız örneklem t testi kullanılmıştır. Her iki rezin içerikli seramik grubuna uygulanan yüzey işlemleri ile bağlanma dayanım değerlerini karşılaştırmak için Pearson korelasyon testi uygulanmıştır.

4.BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları

Yüzey işlemleri yapıldıktan sonra örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (Ra), her bir örneğin yüzey işlemi uygulanmış üç farklı noktadan profilometre cihazı ile mikrometre (μm) biriminde ölçülmüş ve ortalaması alınmıştır (Şekil 27). En yüksek pürüzlülük değerleri LCS ve VCS gruplarında gözlemlenmiş, en düşük pürüzlülük değerleri ise VC, VPS, LPS ve LC gruplarında gözlemlenmiştir.



Şekil 27. Profilometre cihazı ile yüzey incelemesi yapılan örneklerin ortalama Ra (μm) değerleri

Her bir materyale ait yüzey işlemi grupları çoklu olarak karşılaştırdığımızda gruplarda normal dağılım gözlemlendiği için tek yönlü Anova testi uygulanmıştır. Gruplar ikili olarak karşılaştırıldığında ise grupların varyans dağılımı Levene's istatistik testine göre homojen bulunmadığı için Tamhane testi uygulanmıştır. 3D profilometre sonuçlarına göre alt gruplar ortalama yüzey pürüzlülük değerleri açısından karşılaştırıldığında; Vita Enamic için en yüksek değeri CS grubu ($1,258 \pm 0,165 \mu\text{m}$) sergilemiş olup, bunu sırası ile HFS ($0,448 \pm 0,0296 \mu\text{m}$), HF ($0,390 \pm 0,22 \mu\text{m}$), PS ($0,064 \pm 0,006 \mu\text{m}$) ve C ($0,039 \pm 0,002 \mu\text{m}$) grupları izlemiştir. Lava Ultimate için ise en yüksek değer CS ($1,541 \pm 0,118 \mu\text{m}$) olup bunu sırası ile HFS ($0,469 \pm 0,034 \mu\text{m}$), HF ($0,443 \pm 0,061 \mu\text{m}$), C ($0,096 \pm 0,017 \mu\text{m}$) ve PS ($0,087 \pm 0,011 \mu\text{m}$) grupları izlemiştir.

Vita Enamic blokların tüm yüzey işlemi alt grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,000$)(Tablo 8). Lava Ultimate bloklarda ise HF ve HFS grupları ve C ve CS grupları arasında anlamlı farklılık gözlemlenmezken ($p>0,05$), diğer gruplardan anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p=0,000$) (Tablo 9). Her iki materyalde de CS grubu en yüksek pürüzlülük değerlerini sergilemiş, bunu HFS ve HF grupları izlemiştir.

Tablo 8. Vita Enamic materyalinin yüzey işlemi alt gruplarına ait profilometre ölçüm değerlerini gösteren istatistik sonuçları

Seramik	Yüzey İşlemi	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	P*
Vita Enamic	C	12	0,037	0,041	0,039	$\pm 0,0023$	A
	HF	12	0,376	0,404	0,390	$\pm 0,0221$	B
	HFS	12	0,429	0,467	0,448	$\pm 0,029$	C
	PS	12	0,059	0,068	0,064	$\pm 0,006$	D
	CS	12	1,154	1,364	1,258	$\pm 0,165$	E

*Tamhane testine göre

Tablo 9. Lava Ultimate materyalinin yüzey işlemi alt gruplarına ait profilometre ölçüm değerlerini gösteren istatistik sonuçları

Seramik	Yüzey İşlemi	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	P*
Lava Ultimate	C	12	0,085	0,107	0,096	$\pm 0,017$	a
	HF	12	0,405	0,482	0,443	$\pm 0,061$	b
	HFS	12	0,447	0,491	0,469	$\pm 0,034$	b
	PS	12	0,079	0,094	0,087	$\pm 0,011$	a
	CS	12	1,466	1,617	1,541	$\pm 0,118$	c

*Tamhane testine göre

Yüzey işlemi gruplarına göre materyalin yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında gruplarda normal dağılım gözlemlendiğinden parametrik test olan bağımsız örneklem t-testi yapılmıştır (Tablo 10). Vita Enamic grubuna ait C, HF, PS ve CS grupları Lava Ultimate grubuna ait C, HF, PS ve CS gruplarından istatistiksel olarak

anlamlı derecede düşük pürüzlülük değerleri sergilemiştir (sırasıyla, $p=0.000$; $p=0.009$; $p=0.000$ ve $p=0.000$). Her iki materyale ait HFS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenememiştir ($p=0.122$).

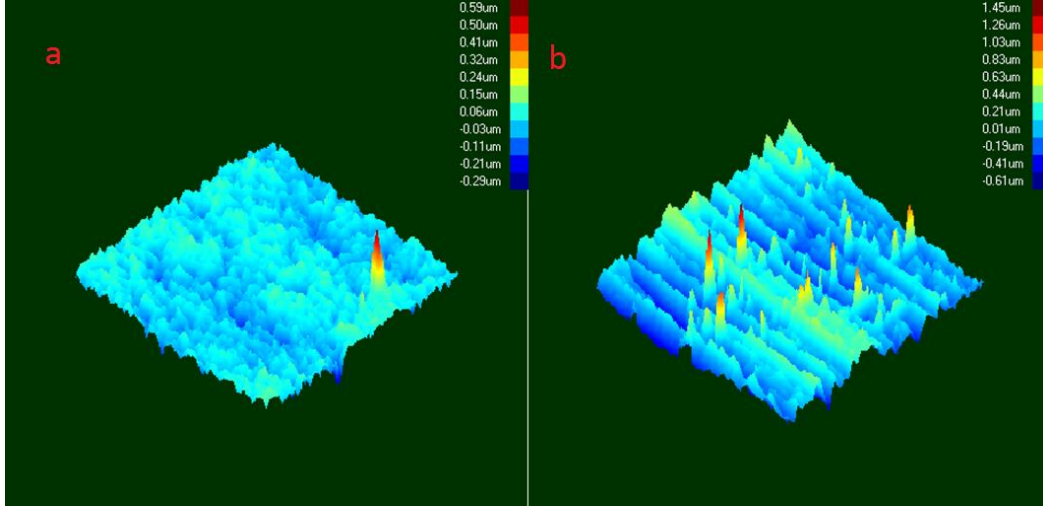
Tablo 10. Yüzey işlemine göre materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren istatistik sonuçları

Yüzey İşlemi	Seramik	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	P*
C	Vita	12	0,037	0,041	0,039	$\pm 0,0023$	,000
	Enamic						
	Lava						
HF	Ultimate	12	0,085	0,107	0,096	$\pm 0,017$	,009
	Vita	12	0,376	0,404	0,390	$\pm 0,0221$	
	Enamic						
HFS	Lava	12	0,405	0,482	0,443	$\pm 0,061$	,122
	Ultimate	12	0,429	0,467	0,448	$\pm 0,029$	
	Vita	12	0,447	0,491	0,469	$\pm 0,034$	
PS	Enamic	12	0,059	0,068	0,064	$\pm 0,006$	,000
	Lava	12	0,079	0,094	0,087	$\pm 0,011$	
	Ultimate	12	1,154	1,364	1,258	$\pm 0,165$	
CS	Vita	12	1,466	1,617	1,541	$\pm 0,118$	,000
	Enamic						
	Lava						
	Ultimate	12					

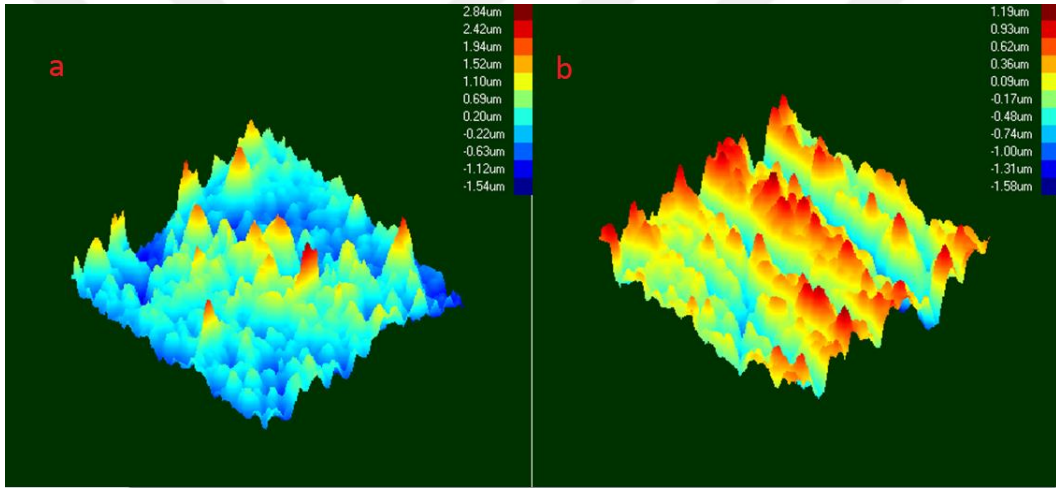
*Bağımsız örneklem t testi

4.2. 3 Boyutlu Profilometre Analizi Bulguları

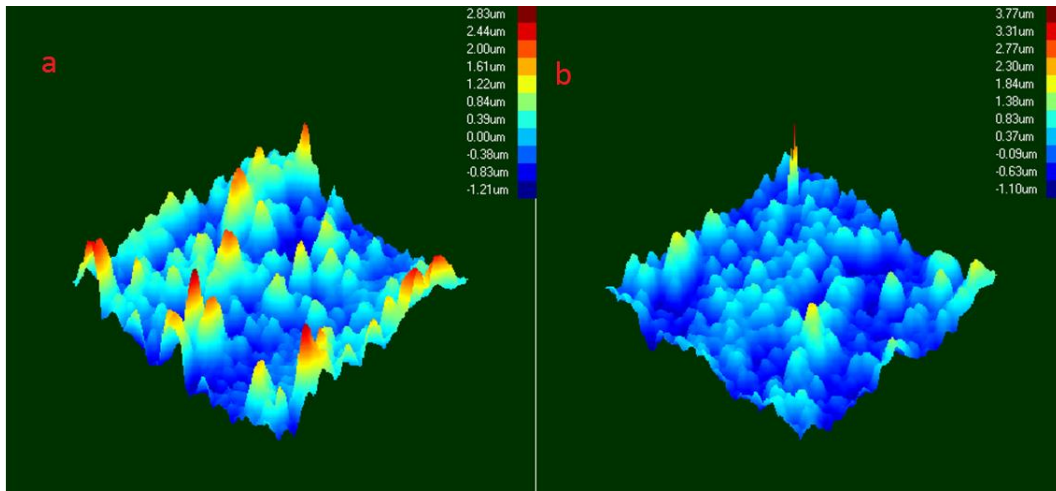
Tüm gruplardaki örnekler üç boyutlu (3D) profilometre cihazı ile taranmış ve örneklerin yüzey topografisi çıkarılmıştır. Bu görüntülerde yer alan her bir renk farklı bir değeri ifade ederken; renkli ölçekte yer alan negatif değerler çukur alanları, pozitif değerler ise tepeleri ifade etmektedir. Elde edilen 3D görüntüler aynı alt gruplar yan yana olacak şekilde verilmiştir (Şekil 28- 32). Kontrol ve fosforik asit gruplarında daha eşit dağılan yüzey pürüzlülüğü gözlemlenmiş olup, tepe ve çukurların diğer gruplara kıyasla çok daha az rastlanmıştır. HF ve HFS grup yüzeylerinde çok sayıda tepe ve çukurcuklar gözlemlenirken, CS gruplarında tepe ve çukurların sayısının azaldığı ancak çap ve derinliklerinin arttığı gözlemlenmiştir.



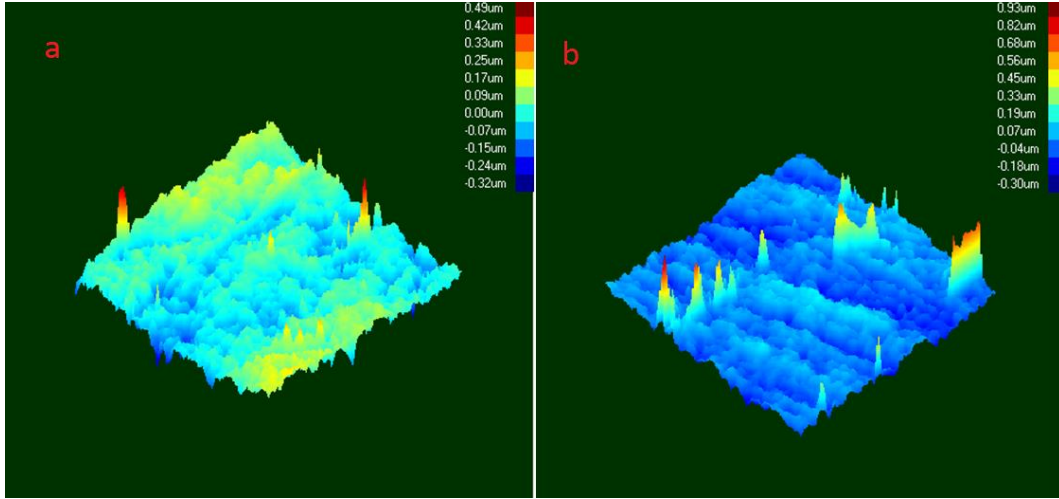
Şekil 28. Kontrol grubu 3D profilometre görüntüleri **a.** Vita Enamic **b.** Lava Ultimate



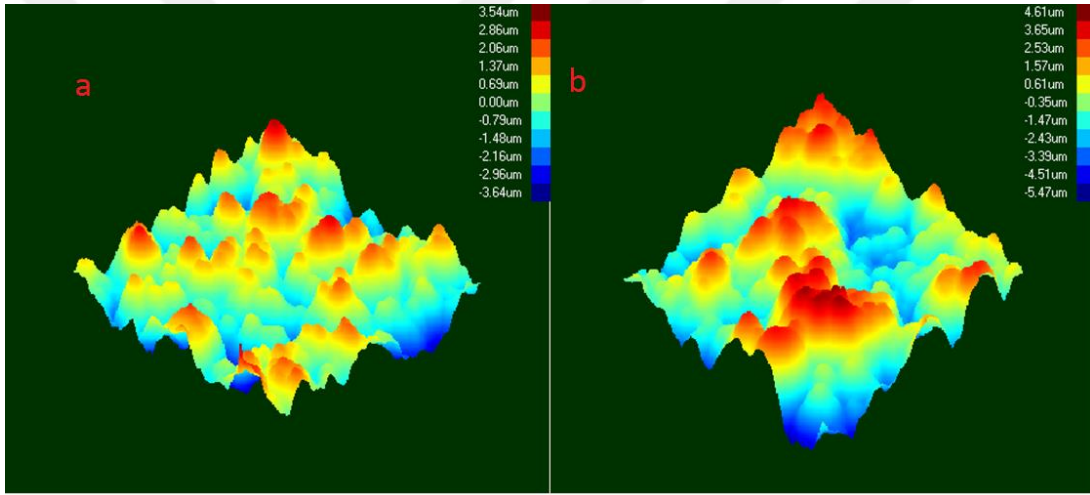
Şekil 29. Hidroflorik asit grubu 3D profilometre görüntüleri **a.** Vita Enamic **b.** Lava Ultimate



Şekil 30. Hidroflorik asit + Silan grubu 3D profilometre görüntüleri **a.** Vita Enamic **b.** Lava Ultimate



Şekil 31. Fosforik asit grubu 3D profilometre görüntüleri **a.** Vita Enamic **b.** Lava Ultimate



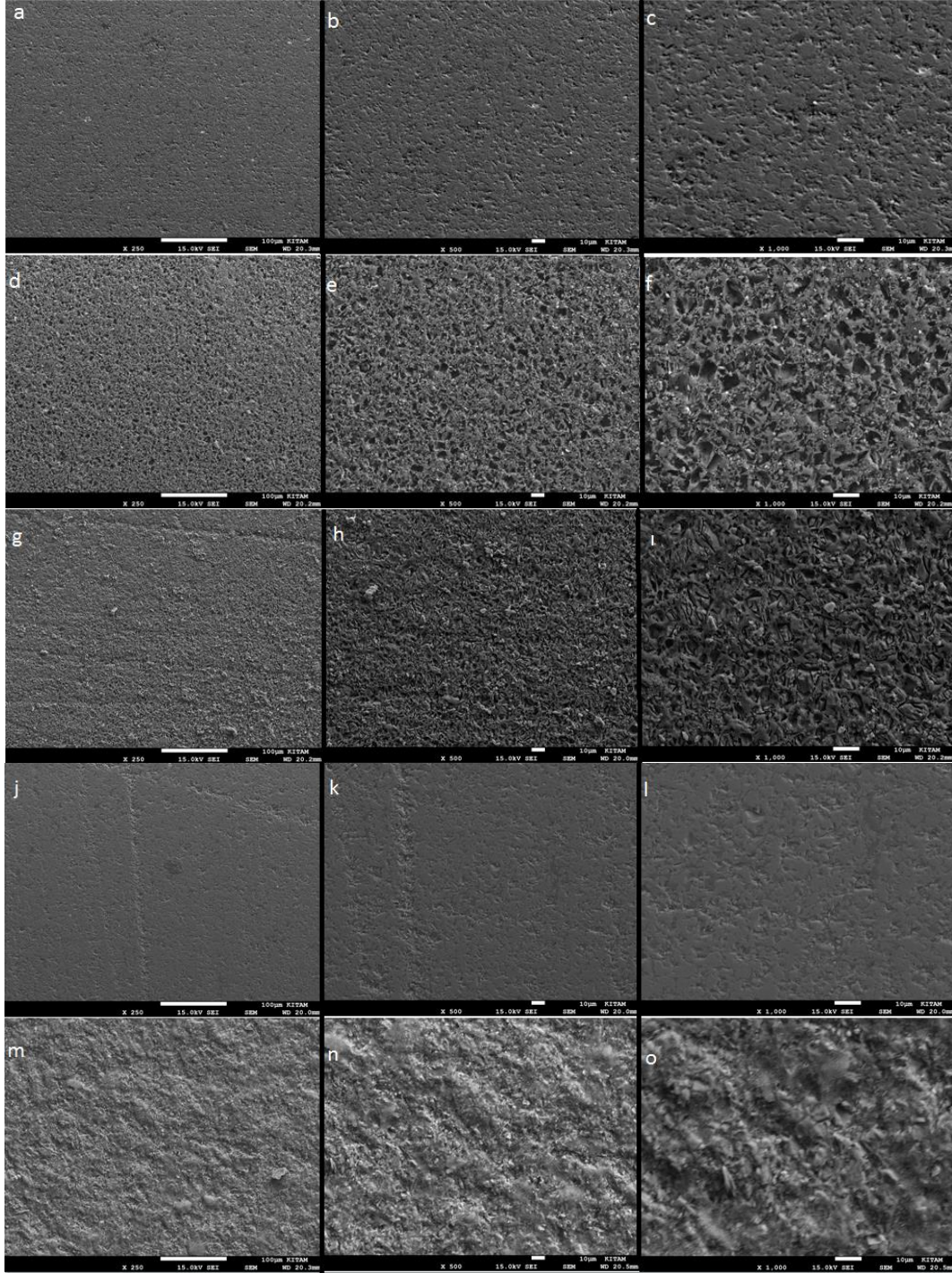
Şekil 32. Silika kaplı Al_2O_3 tozu+ silan grubu 3D profilometre görüntüleri **a.** Vita Enamic **b.** Lava Ultimate

4.3. SEM Yüzey Değerlendirmesi Sonuçları

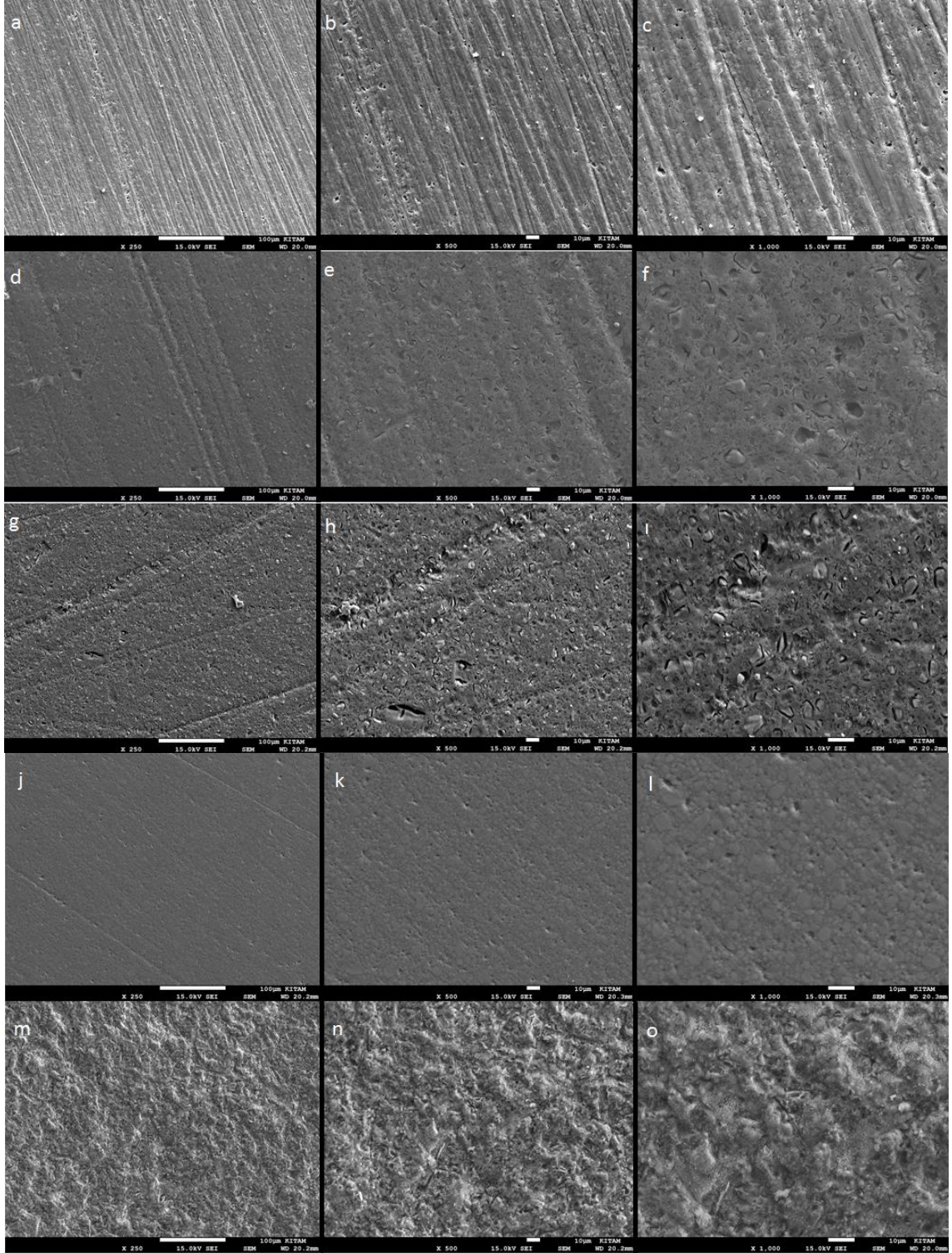
SEM yüzey analizi için gruplar oluşturulurken her gruptan aynı koşullarda fazladan birer örnek oluşturulmuş ve bu örnekler Au-Pd ile kaplandıktan sonra SEM cihazında X250 , X500 ve X1000'lik büyütmelerde incelenmiştir. İnceleme sonucunda herhangi kırık ya da çatlğa rastlanılmamış olup yüzeyde mikro düzeyde yapısal değişiklikler gözlemlenmiştir.

Vita Enamic (Şekil 33) ve Lava Ultimate (Şekil 34) gruplarının X250, X500 ve X1000 büyütmede alınan SEM görüntüleri incelenmiştir. VC ve VPS gruplarının genel

itibari ile düz bir yüzey yapısına sahip olduğu gözlemlenmiş, bununla birlikte az sayıda düşük çap ve derinlikleri olan çukur alanlara rastlanmıştır (Şekil 33 a-c,j-l).

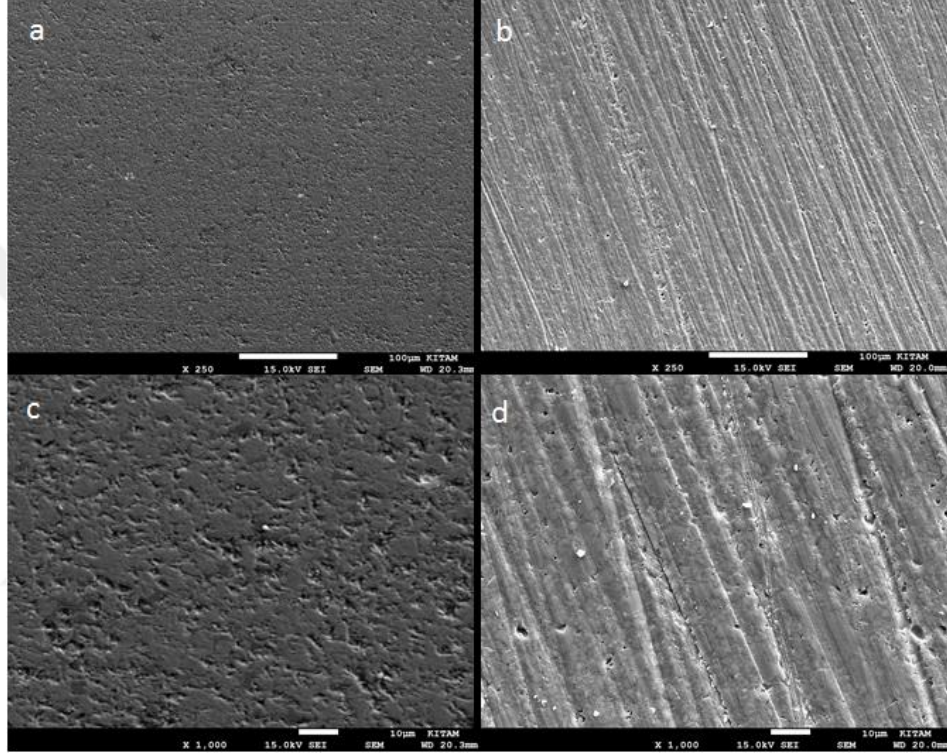


Şekil 33. Vita Enamic gruplarının SEM’de incelenmesi; **a.** VC (X250) **b.** VC (X500) **c.** VC (X1000) **d.**VHF (X250) **e.** VHF (X500) **f.**VHF (X1000) **g.** VHFS (X250) **h.** VHFS (X500) **ı.** VHFS (X1000) **j.** VPS (X250) **k.** VPS (X500) **l.** VPS (X1000) **m.** VCS (X250) **n.** VCS (X500) **o.** VCS (X1000)

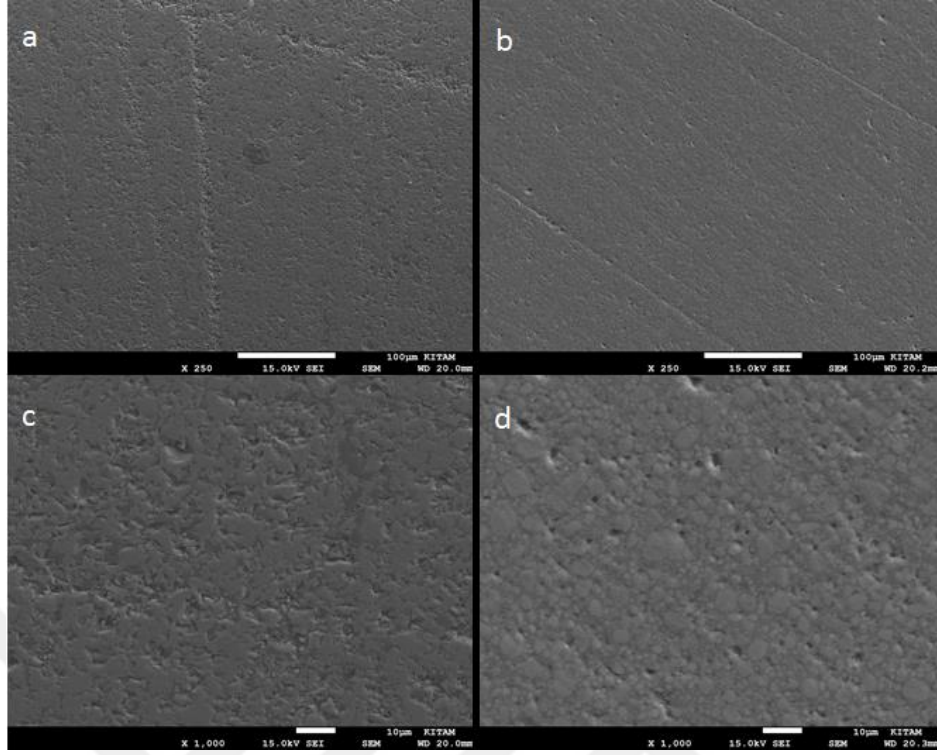


Şekil 34. Lava Ultimate gruplarının SEM’de incelenmesi; **a.** LC (X250) **b.** LC (X500) **c.** LC (X1000) **d.** LHF (X250) **e.** LHF (X500) **f.** LHF (X1000) **g.** LHFS (X250) **h.** LHFS (X500) **i.** LHFS (X1000) **j.** LPS(X250) **k.** LPS (X500) **l.** LPS (X1000) **m.** LCS (X250) **n.** LCS (X500) **o.** LCS (X1000)

LC ve LPS grupları da X250, X500 ve X1000 büyütmelerde incelendiğinde (Şekil 34 a-c,j-l) Vita Enamic gruplarındakine benzer şekilde genel itibari ile düz, az sayıda düşük çap ve derinlikleri olan çukur alanlar gözlemlenmiştir. İki grupta da kontrol grubu (Şekil 35) ile fosforik asit grubu (Şekil 36) karşılaştırıldığında fosforik asidin yüzeydeki sivrilikleri bir miktar yumuşattığı ve yüzeyde bulunan polisaj izlerini temizlediği gözlemlenmiştir.

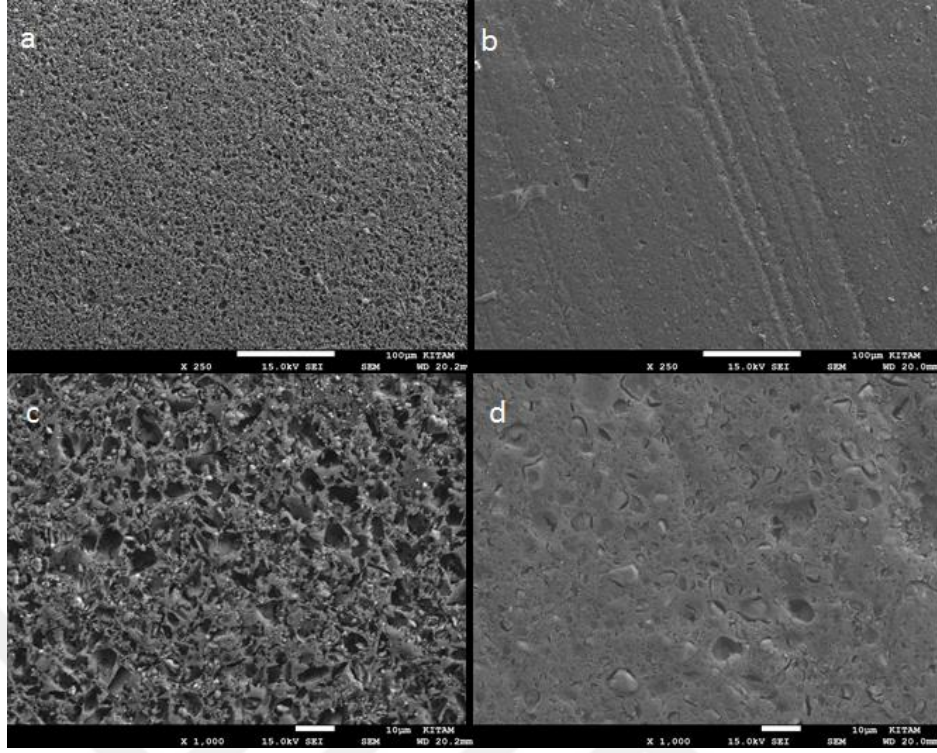


Şekil 35. Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların kontrol grubu karşılaştırılması **a.** VC (X250) **b.** LC (X250) **c.** VC (X1000) **d.** LC (X1000)

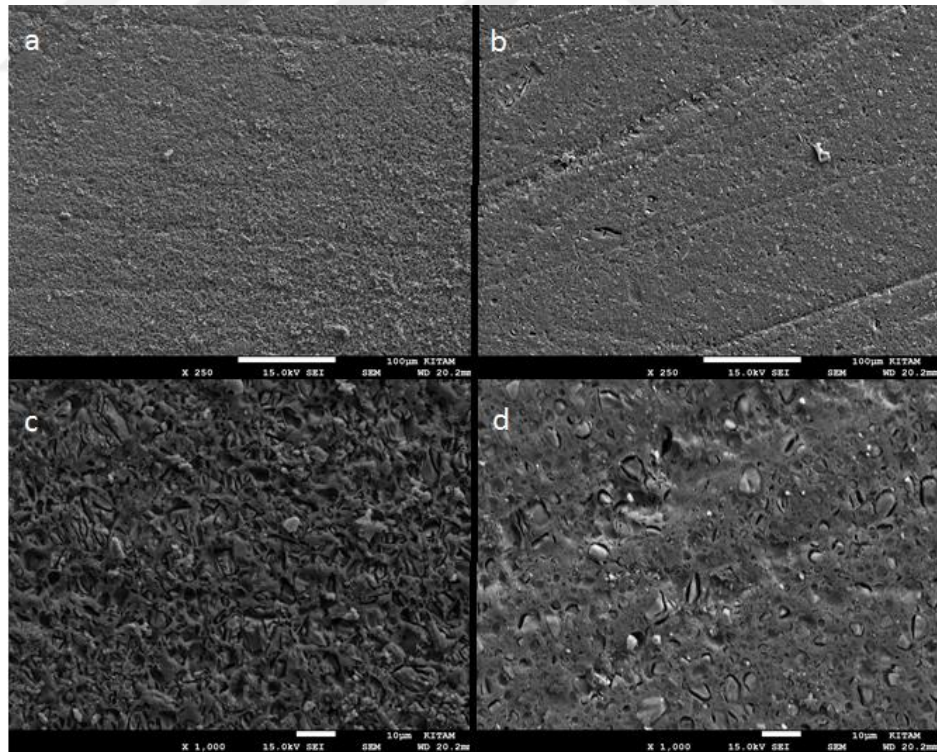


Şekil 36. Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların fosforik asit grubu karşılaştırılması **a.** VPS (X250) **b.** LPS (X250) **c.** VPS (X1000) **d.** LPS (X1000)

VHF ve VHFS grupları incelendiğinde yüzey pürüzlülüğünün arttığı ve çok sayıda düzensiz çukurcukların olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 33 d-ı). LHF ve LHFS grupları yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde Vita Enamic örneklerde (Şekil 37, 38) olduğu kadar çok ve derin çukurcuklar yerine daha az sayıda ve derinliği az olan çukurcuklar gözlemlenmiştir (Şekil 34 d-ı).

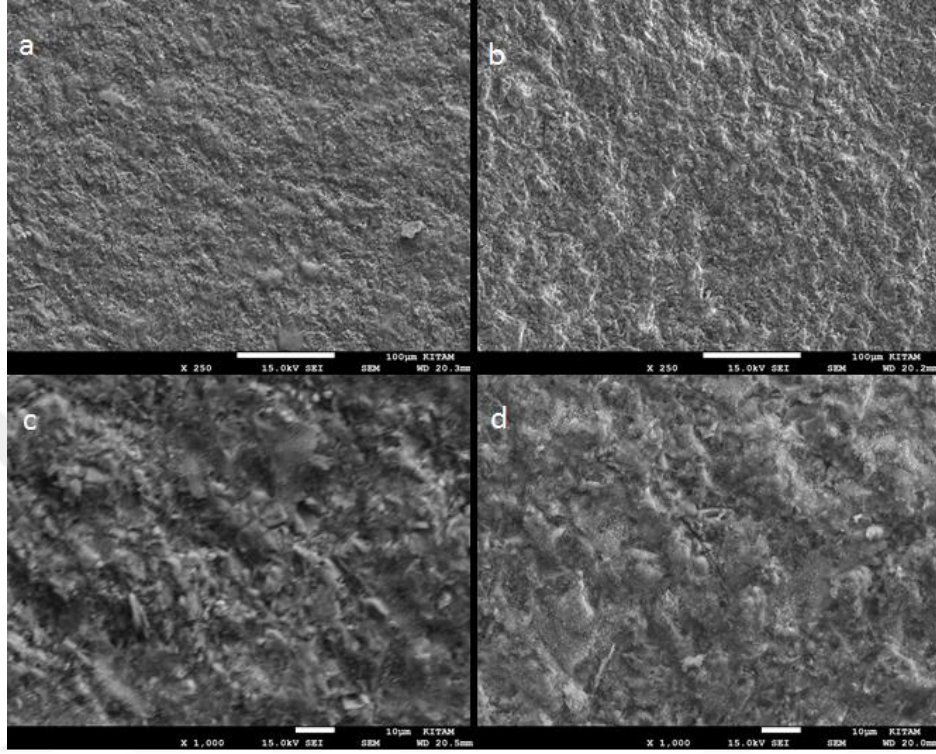


Şekil 37.Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların HF grubu karşılaştırılması **a.** VHF (X250) **b.** LHF(X250) **c.** VHF (X1000) **d.** LHF (X1000)



Şekil 38. Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların HF + Silan grubu karşılaştırılması **a.** VHFS (X250) **b.** LHFS(X250) **c.** VHFS (X1000) **d.** LHFS (X1000)

VCS (Şekil 33 m-o) ve LCS (Şekil 34 m-o) grupları incelendiğinde silika kaplı Al_2O_3 tozunun örnek yüzeylerinde geniş çaplı ve düzensiz olarak çukurcuklar oluşturduğu gözlemlenmiştir(Şekil 39).



Şekil 39. Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların silika kaplı Al_2O_3 tozunun uygulandığı grupların karşılaştırılması **a.** VCS (X250) **b.** LCS(X250) **c.** VCS (X1000) **d.** LCS (X1000)

4.4. Makaslama Bağlantı Testi Sonuçları

Farklı yüzey işlemi uygulanmış rezin içerikli seramiklere kompozit rezin bağlantısı yapıldıktan sonra bağlantı değerlerini ölçmek için universal test cihazında 0.5 mm/dk iniş hızıyla makaslama bağlantı testine tabi tutulmuş ve kırılmanın gerçekleştiği en yüksek değer N cinsinden ölçülmüştür. Elde edilen değerler kompozit rezinin bağlanma alanı olan $12.48mm^2$ 'e bölünmüş ve değerler MPa (N/mm^2) birimine çevrilmiştir.

Çalışmamızda makaslama bağlantı dayanım değerleri, her iki rezin içerikli porselen grubunda incelendiğinde Vita Enamic için en yüksek bağlantı değeri CS grubunda (28.78 ± 6.73 MPa) gözlemlenmiş olup, sonrasında sırasıyla HFS (25.24 ± 3.45 MPa), PS (21.58 ± 4.42 MPa), HF (19.78 ± 2.61 MPa) ve C (11.75 ± 1.75 MPa) grupları izlenmiştir. Lava Ultimate için de en yüksek bağlantı değeri CS grubunda (28.64 ± 1.84

MPa) gözlemlenmiş olup, sonrasında sırasıyla HFS (22.73±4.38 MPa), HF (22.47±3.63 MPa), PS (16.42±3.82 MPa) ve C (14.23±2.61 MPa) grupları izlemiştir.

Çalışmamızda elde edilen bağlantı dayanım test sonuçları Shapiro-Wilk normalite testi ile değerlendirildiğinde her iki grup için de alt gruplar normal dağılım göstermiştir ($p>0.05$). Normal dağılım gösteren gruplara parametrik bir test olan tek yönlü Anova testi uygulanmıştır. Tek yönlü Anova testi sonuçları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasında varyansların homojen dağılımını inceleyebilmek için Levene's homojenite testi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki anlamlı farklılığı değerlendirmek için varyanslarında homojen dağılmadığı göz önüne alındığında ($p<0.05$) çoklu karşılaştırma testi olarak Tamhane testi yapılmıştır. Her gruba ait alt gruplar Tamhane çoklu karşılaştırma testi ile incelendiğinde Vita Enamic seramik blokları için (Tablo 11) C grubunun tüm alt gruplardan anlamlı derecede farklı olduğu bulunmuştur ($p=0.000$). HF grubu ile PS grubu arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiş olup, diğer alt gruplarda anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0.05$). HFS grubunda PS ve CS grubu ile istatistiksel olarak fark gözlemlenmezken, C ve HF gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0.05$). PS grubunda C grubu dışındaki gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$). CS grubunda HFS ve PS gruplarında anlamlı bir fark gözlenmezken C ve HF gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Tablo 11. Vita Enamic materyalinin yüzey işlemi alt gruplarına ait bağlanma dayanım değerlerini (MPa) gösteren istatistik sonuçları

Seramik	Yüzey İşlemi	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	P*
Vita Enamic	C	12	8,50	13,88	11,7567	±1,73152	A
	HF	12	14,77	23,20	19,7820	±2,61684	B
	HFS	12	21,23	32,74	25,2455	±3,45797	C
	PS	12	16,97	28,61	21,5876	±4,42974	BC
	CS	12	17,81	36,66	28,7880	±6,73077	C

*Tamhane testine göre

Lava Ultimate seramik bloklarına ait alt gruplar Tamhane çoklu karşılaştırma testi ile incelendiğinde (Tablo 12) C grubu PS grubu hariç tüm alt gruplarla istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p=0.000$). HF ve HFS grupları kendi arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiş olup, diğer alt gruplarla anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0.05$). PS grubunda C grubu dışındaki gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir ($p>0.05$). CS grubu diğer alt gruplarla karşılaştırıldığında tüm alt gruplarla anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Tablo 12. Lava Ultimate materyalinin yüzey işlemi alt gruplarına ait bağlanma dayanım değerlerini (MPa) gösteren istatistik sonuçları

Seramik	Yüzey İşlemi	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	p*
Lava Ultimate	C	12	10,04	18,43	14,2397	$\pm 2,61359$	a
	HF	12	16,80	29,06	22,4778	$\pm 3,63346$	b
	HFS	12	16,95	31,46	22,7383	$\pm 4,38473$	b
	PS	12	10,37	21,64	16,4218	$\pm 3,82211$	a
	CS	12	25,89	32,14	28,6458	$\pm 1,84301$	c

*Tamhane testine göre

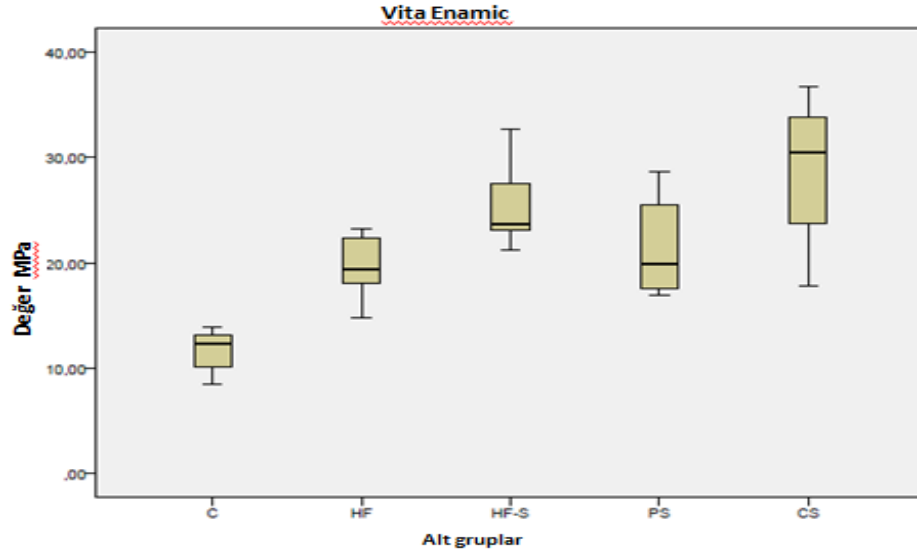
Yüzey işlemi gruplarına göre materyallerin bağlanma dayanım değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların aynı alt grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir (Tablo 13)

Tablo 13. Yüzey işlemleri gruplarına göre her iki materyalin bağlanma dayanım değerlerini (MPa) gösteren istatistik ve sonuçları

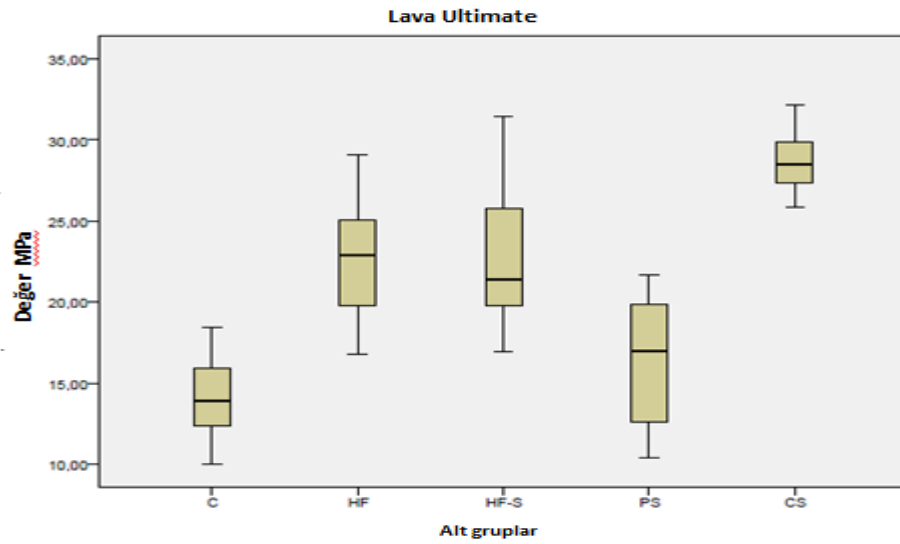
Yüzey İşlemi	Seramik	N	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama Değer	Standart Sapma	P*
C	Vita Enamic	12	8,50	13,88	11,7567	±1,73152	,442
	Lava Ultimate	12	10,04	18,43	14,2397	±2,61359	
HF	Vita Enamic	12	14,77	23,20	19,7820	±2,61684	,901
	Lava Ultimate	12	16,80	29,06	22,4778	±3,63346	
HFS	Vita Enamic	12	21,23	32,74	25,2455	±3,45797	,999
	Lava Ultimate	12	16,95	31,46	22,7383	±4,38473	
PS	Vita Enamic	12	16,97	28,61	21,5876	±4,42974	,232
	Lava Ultimate	12	10,37	21,64	16,4218	±3,82211	
CS	Vita Enamic	12	17,81	36,66	28,7880	±6,73077	1 ,000
	Lava Ultimate	12	25,89	32,14	28,6458	±1,84301	

Pearson korelasyon testine göre Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklarının tüm alt gruplarının yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanım değerleri arasında pozitif korelasyon olduğu belirlenmiştir (Vita Enamic, +0,661; Lava Ultimate. +0,758)

Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanım değerlerini gösteren grafik Şekil 40 ve 41’de verilmiştir.



Şekil 40. Vita Enamic materyallerine ait yüzey işlemi gruplarının bağlanma dayanım değerlerini gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 41. Lava Ultimate materyallerine ait yüzey işlemi gruplarının bağlanma dayanım değerlerini gösteren saplı kutu grafiği

4.5. Kırık Analizi Sonuçları

Yüzey işlemleri ile birlikte porselen uygulanan örneklerle makaslama bağlantı testi sonrası başarısızlık tipleri stereomikroskop altında incelenmiş ve adeziv kırık (Şekil42), koheziv kırık (porselen)(Şekil 43), koheziv kırık (kompozit) ve karışık kırık (Şekil 44) başarısızlık tipleri adı altında sınıflandırılmıştır. Kohesiv kompozit kırık tipi hiç gözlemlenmediğinden koheziv porselen kırığı yerine sadece koheziv kırık tabiri kullanılmıştır.



Şekil 42. Kırılma başarısızlık tiplerinden adeziv kırılma örneği

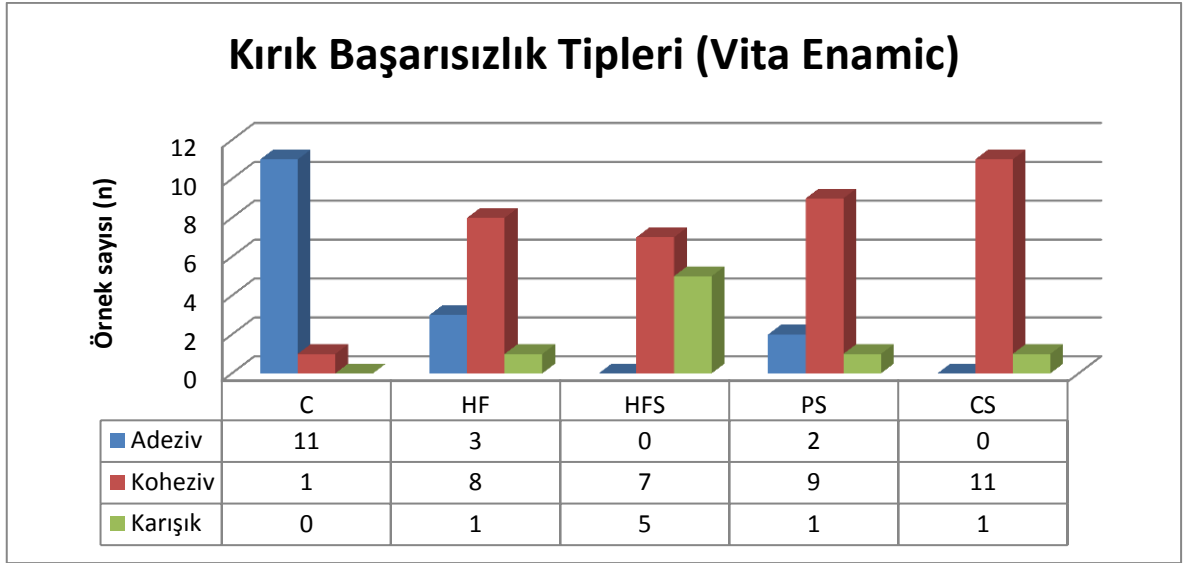


Şekil 43. Kırılma başarısızlık tiplerinden rezin içerikli seremiğin koheziv kırılma örneği



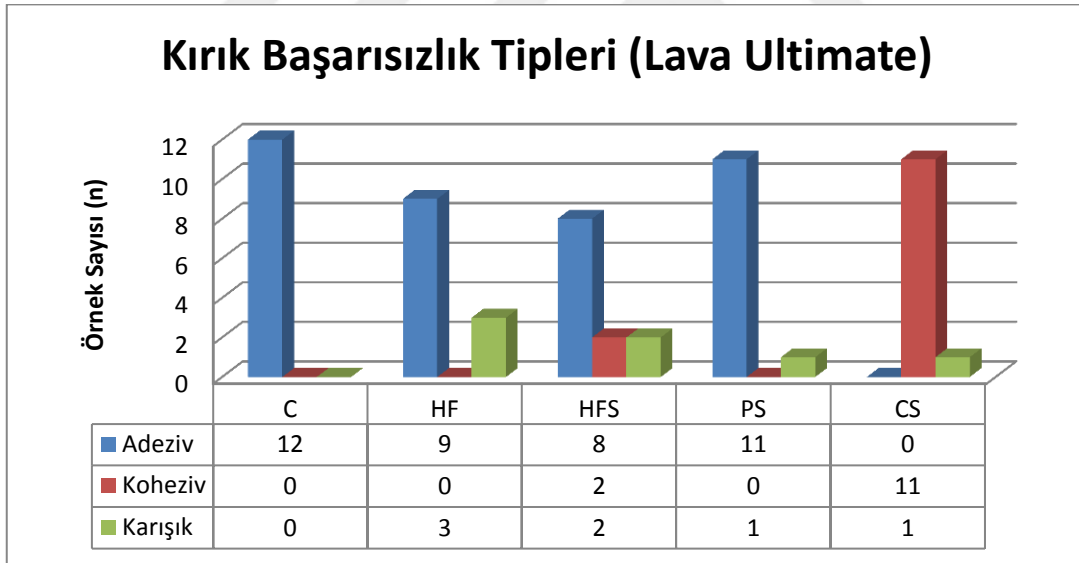
Şekil 44. Kırılma başarısızlık tiplerinden karışık kırılma örneği

Vita Enamic'e ait kırık tipleri incelendiği zaman kontrol grubunda genellikle adeziv kırık gözlemlenmişken diğer gruplarda genellikle koheziv tip kırık tipine rastlanılmıştır(Şekil 45).



Şekil 45. Vita Enamic'in alt gruplarında görülen başarısızlık tipleri

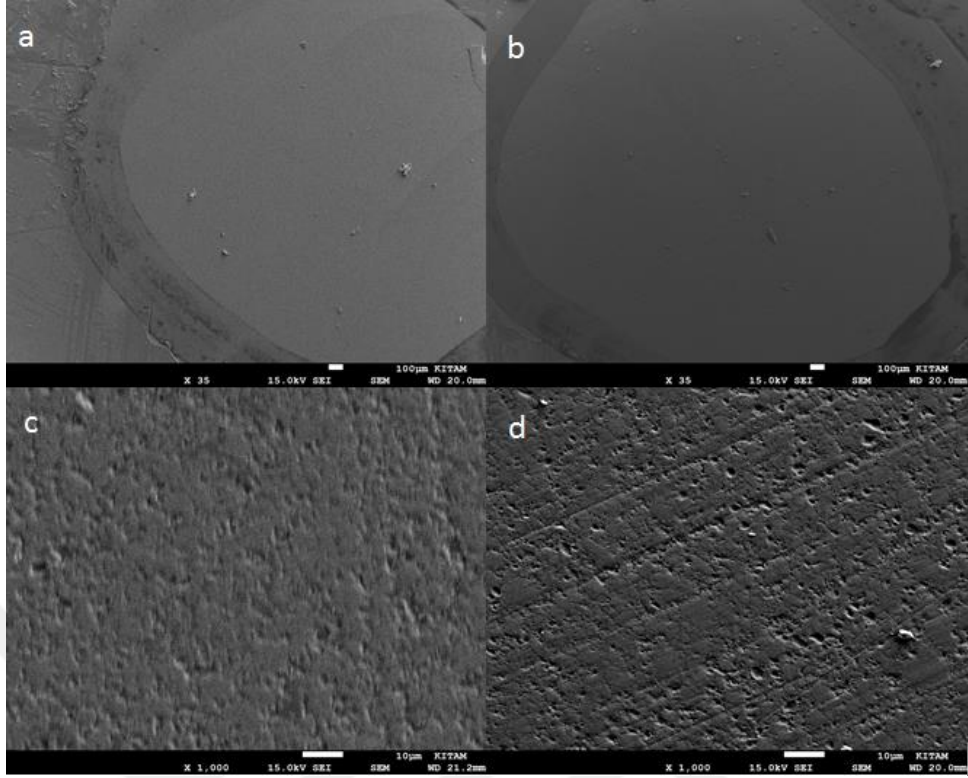
Lava Ultimate grubunu incelendiğinde silika kaplı Al_2O_3 tozuyla birlikte silan kullanılan grupta çoğunlukla koheziv kırık gözlemlenmişken, diğer gruplarda genellikle adeziv kırık tipine rastlanılmıştır (Şekil 46.).



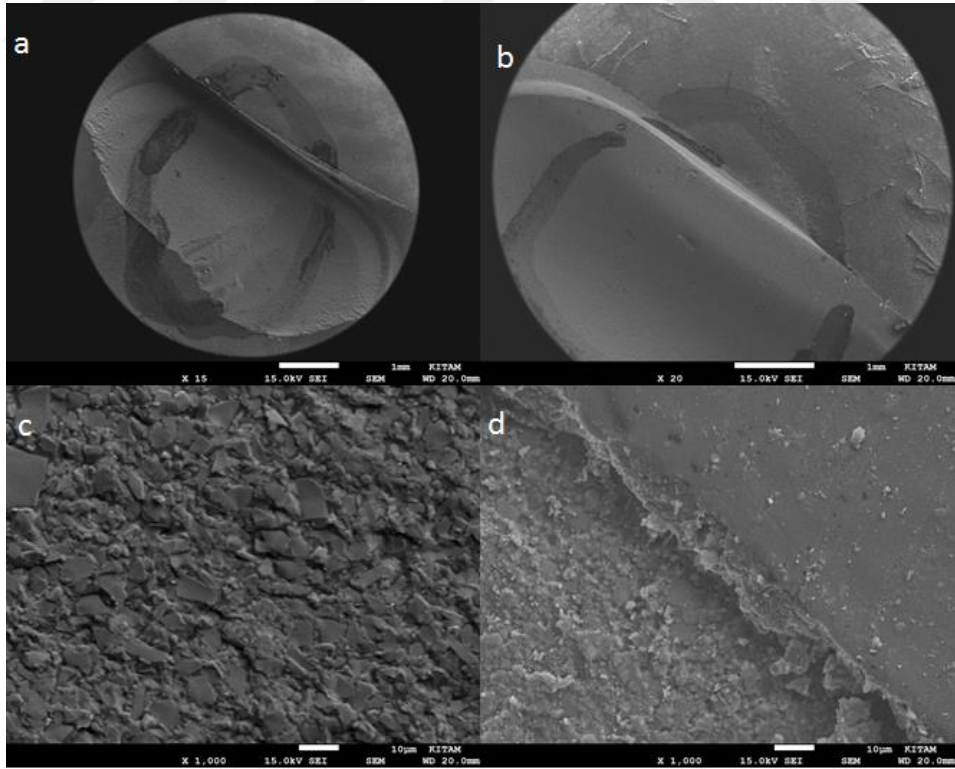
Şekil 46. Lava Ultimate'in alt gruplarında görülen başarısızlık tipleri

4.6. Kırık Hattı SEM Değerlendirmesi Sonuçları

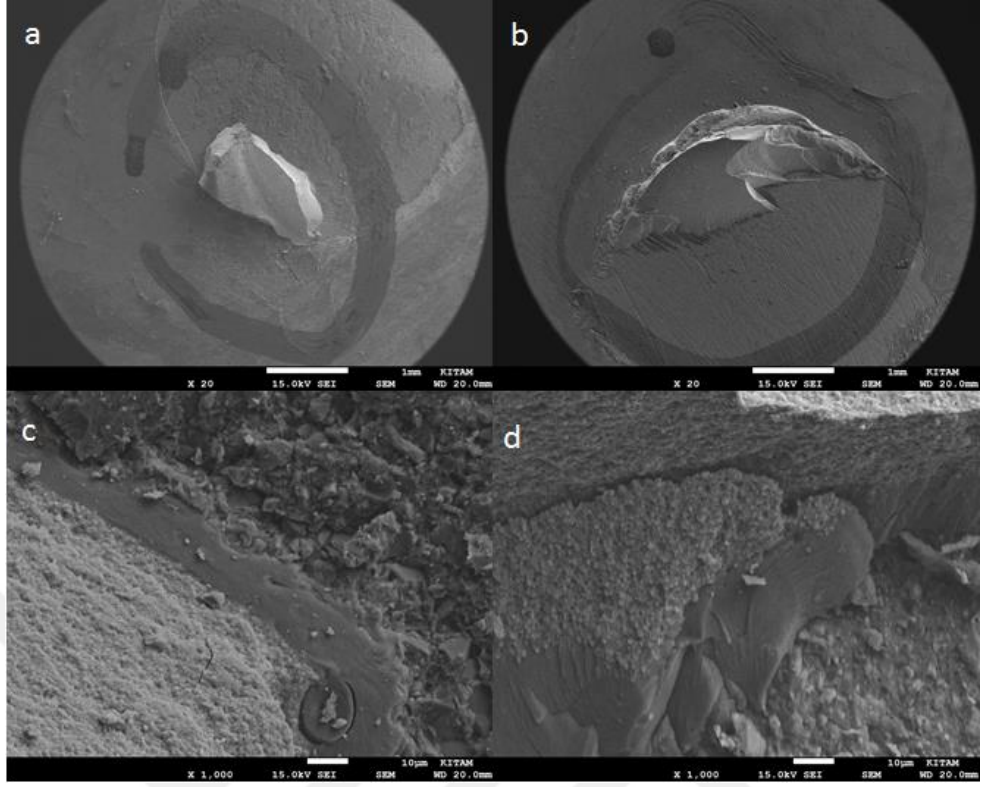
Yüzey işlemleri ile birlikte porselen uygulanan örneklerle makaslama bağlantı testi sonrası adeziv (Şekil 47), koheziv (Şekil 48) ve karışık (Şekil 49) kırık başarısızlığı örneklerinden birer tane seçilmiş ve bu örneklerle de Au-Pd ile kaplama yapıldıktan sonra SEM cihazında X25, X250, X500 ve X1000 büyütme ölçeklerinde görüntüler alınmıştır.



Şekil 47. Bağlantı başarısızlıklarından adeziv kırık örneği **a.** Vita Enamic (X15) **b.** Lava Ultimate (X15)
c. Vita Enamic (X1000) **d.** Lava Ultimate (X1000)



Şekil 48. Bağlantı başarısızlıklarından koheziv kırık örneği **a.** Vita Enamic (X15) **b.** Lava Ultimate(X20)
c. Vita Enamic (X1000) **d.** Lava Ultimate (X1000)



Şekil 49. Bağlantı başarısızlıklarından karışık kırık örneği **a.** Vita Enamic (X20) **b.** Lava Ultimate (X20) **c.** Vita Enamic (X1000) **d.** Lava Ultimate (X1000)

5. TARTIŞMA

Çeşitli yüzey işlemlerinin, farklı rezin içerikli seramikler ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlantı dayanıklılığını değerlendirdiğimiz bu in-vitro çalışmanın, sonucunda rezin içerikli CAD/CAM seramik bloklara uygulanan farklı yüzey işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü ve makaslama bağlantı dayanımını arttırdığı için birinci ve ikinci hipotezimiz kabul edilmiştir. Vita Enamic ve Lava Ultimate rezin içerikli seramik bloklara uygulan aynı yüzey işlemlerinde makaslama bağlantı dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığı için üçüncü hipotezimiz olan farklı kompozisyonlara sahip rezin içerikli CAD/CAM blokların aynı yüzey işlemlerinde farklı bağlantı dayanım değerleri vereceği yönündeki üçüncü hipotezimiz red edilmiştir.

Diş hekimliğinde hastaya uygulanacak en uygun tam seramik sistemi seçilirken, göz önünde bulundurulması gereken temel faktörler; restorasyonun çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli mekanik dirence sahip olması ve arzu edilen estetik başarıyı sağlayabilmesidir (Höland ve ark., 2006). Bu amaçla estetik ve mekanik olarak diş dokusuna benzer materyaller geliştirilmeye çalışılmaktadır (He ve Swain, 2011). Bunun için özellikle son yıllarda sıklıkla kullanılmakta olan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım- bilgisayar destekli üretim) sisteminde kullanılmak üzere çok çeşitli seramik ve kompozit rezin bloklar üretilmektedir (Coldea ve ark., 2013). Seramik blokların üstün estetik görünüm, aşınma direnci, biyouyumlu olması ve renk stabilitesi gibi avantajları bulunmaktadır (Kassem ve ark., 2012; Siervo ve ark., 1994). Bunun yanında seramiklerin karşıt dişte aşınmaya neden olmaları, kırılma olmaları gibi dezavantajları mevcuttur (Blatz, 2002; Coldea ve ark., 2013). Diğer yandan indirekt kompozitlerin daha esnek ve yumuşak olması, yapımı ve parlatılmasının kolay olması ve karşıt dişte çok daha az aşınmaya neden olması, sonradan ilave yapılarak uyumlama kolaylığı gibi avantajlarının yanında yüksek aşınma direnci ve renk değişikliği gibi dezavantajları vardır (Coldea ve ark., 2013; Hikita ve ark., 2007). Seramik ve kompozitlerin olumlu yanlarını birleştirerek sayılan dezavantajları ortadan kaldırmaya yönelik CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere rezin içerikli seramik bloklar (Vita Enamic, Lava Ultimate) piyasaya sürmüştür. Vita Enamic yapısal olarak incelediğimiz zaman alüminyum oksitten zengin ince yapıli feldspatik seramiğe polimer ilavesi yapılarak üretilmiş hibrit bir seramiktir. Lava Ultimate ise yüksek seviyede çapraz bağlı

rezin matriks içine silika ve zirkonya partikülleri ilave edilerek üretilmiş bir rezin nanoseramiktir. Bu materyalleri Gracis ve ark. (2015), rezin içerikli seramikler adı altında toplamışlardır.

Rezin içerikli seramikler ile ilgili olarak literatürde, çiğneme kuvvetlerini çok iyi absorbe ettiği, karşıt diş dokularında cam seramiklere göre daha az aşınmaya neden olduğu, kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu için daha ince restorasyonlar oluşturulabileceği, daha yumuşak yapıya sahip olduğundan üretim sırasında frezlerin ömrünü 4-5 kat arttırdığı, silikat seramiklerle karşılaştırıldığında frezeleme zamanının %45'e kadar kısalabildiği gibi birçok avantajları bildirilmiştir (Enamic technical data, 2013; Lava Ultimate technical pruduct profile, 2014). Ayrıca final dayanıklılığına ulaşmak için ve parlatma işlemlerinde ek ısıl işleme gerek duymadıkları için de restorasyon teslim süresi kısaltılmıştır. Egbert ve ark. (2015) da bunu destekler nitelikte rezin içerikli seramiklerle yaptıkları çalışmalarda yapılan ince restorasyonlarda (0.3 mm) dahi çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek bükülme direncine sahip olduğunu ve bu nedenle ileri derecede aşınmış dişlerde hem dikey boyutu hem de vital diş yapılarını koruyacağını ileri sürmüşlerdir. Mormann ve ark. (2013), rezin içerikli seramiklerle yaptığı çalışmada (Vita Enamic ve Lava Ultimate), bu blokların seramik ve kompozit rezinlerin aşınma davranışlarını birleştirdiğini ve aşınma dayanımlarının mineye yakın olduğunu ve anlamlı bir farklılık sergilemediğini bildirmişlerdir. Lebon ve ark. (2015), rezin içerikli seramik bloklarda CAD/CAM tekniği ile üretilen restorasyonlarda cam seramiklere oranla daha hızlı üretim yapılabilirdiği ve yumuşak yapısından dolayı CAD-CAM cihazının frezeleme biriminde kullanılan frezlerde daha uzun frez ömrü sağladığını bildirmişlerdir. Ruse ve Sadoun (2014), bu blokların üretim aşamasında üstün işlenebilirlik özelliğine sahip olduğu ve daha az çatlaklara sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Seramik materyaller kırığa olan meyilleriyle bilinirler. Yapılan çalışmalarda dişlere kuvvet uygulandığı zaman molar ve premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinde, kesici dişlerin ise palatinal yüzeylerinde kırıklar oluştuğunu göstermiştir(Wang ve ark., 2013; Aboushelib, 2012; Hickel ve ark., 2013; Reich ve Schierz, 2013). Wang ve ark. (2013) yaptıkları 5 yıl takipli klinik çalışmada tam seramik restorasyonların kırık tipi başarısızlık oranının %4,4 olarak bulmuşlardır. Della Bona ve kelly (2008), IPS

Empress 2 kronlar üzerinde yaptıkları 5 yıllık klinik takipte başarı oranını %95-100 arası bulmuşlardır. Rezin içerikli seramiklerle ilgili literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Yapılan restorasyonlarda oluşan kırıklarda veya restorasyonun uyumlaması sırasında oluşan açıklıklarda kırılan parçanın ağız içerisinde tamiri hasta ve hekim için zaman ve ekonomik yönden avantaj sağlamaktadır (Kato ve ark., 1996; Kupiec ve ark., 1996). Literatürde rezin içerikli seramiklerin tamiri ve kompozit rezinlerle olan bağlantısı ile ilgili bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızda bu sebeplerden dolayı rezin içerikli seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezin ile olan bağlantısı incelenmiştir.

Diş hekimliği pratiğine yeni girmiş olan rezin içerikli seramik bloklar ile ilgili yukarıda sunulan bilgiler doğrultusunda çalışmamızda da bu güncel seramik materyallerinin yapılan kompozit rezin ile tamir dayanıklılığının test edilmesi amaçlanmıştır.

Tam seramik restorasyonların gerek tamir, gerekse simantasyon aşamasında rezin ile porselen arası bağlantının sağlanması klinik başarı açısından en önemli faktörlerden birisidir. Bağlantı gerek kimyasal gerekse mekanik metotlarla sağlanabilir. Porselen yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemleri porselen yüzeyinde retantif alanlar oluşturarak porselen ve rezin arasındaki bağlantıyı artırır (Kelsey ve ark., 2000). Seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantıyı sağlamak amacıyla restorasyon yüzeyine HF asit uygulama, silan uygulama, frezle pürüzlendirme, kumlama, lazerle pürüzlendirme, tribokimyasal kaplama gibi birtakım yüzey işlemleri yapılması önerilmektedir (Özcan ve Vallittu, 2003; Tian ve ark., 2014). Cam seramikler (Gresnigt ve ark., 2012; Saker ve ark., 2013; Yavuz ve ark. 2013) ve rezin içerikli seramiklerde (Elsaka, 2014; Duzyol ve ark., 2015) asitle pürüzlendirme işleminde genellikle hidroflorik asit kullanılmaktadır. Asitle pürüzlendirme işleminde, cam matris seçici olarak uzaklaştırılarak kristal içerikli partiküller açığa çıkarılmaktadır. Böylece yüzeyde mikro gözenekler oluşturularak yüzey alanı, ıslanabilirlik ve mikromekanik tutuculuk artırılmaktadır (Della Bona ve Anusavice, 2002). Bu tip seramiklerde bağlantı dayanıklılığını arttırmak için restorasyonun yüzeyine hidroflorik asit uygulanıp, ardından silan kaplama ajanının uygulanması en çok bilinen ve tavsiye edilen yüzey işlemidir (Thurmond ve ark., 1994; Della Bona ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu, 2003;

Filho ve ark., 2004). Kompozit rezin uygulanacak seramik yüzeylere bağlantıyı arttırmak amaçlı % 4-10 arası değişen konsantrasyonda hidroflorik asiti 1-2 dakika uygulamanın bağlantı için etkili bir yöntem olduğu literatürde bildirilmiştir (Tian ve ark., 2014). Çalışmamızda güncel literatür bilgileri doğrultusunda, rezin içerikli seramik örneklerin yüzeyine %9.5'luk hidroflorik asit 60sn süre ile uygulandı ve sonrasında hava su spreyi ile HF asit yüzeyden uzaklaştırıldı (Özcan ve ark., 2009; Fabianelli ve ark., 2010; Pollington ve ark., 2010; Elsaka,2014).

Tribokimyasal silika kaplama işlemi seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde veya sabit restorasyonlarda seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır (Kern ve Thompson, 1995; Özcan ve Vallittu, 2003). Son yıllarda seramik yüzeylerinin silika ile kaplanması işleminin asitle pürüzlendirmeye alternatif olabileceği ileri sürülmektedir (Valandro ve ark., 2005). Çalışmamızda tribokimyasal silika kaplamanın rezin içerikli seramik yüzeylere olan bağlantı dayanımını incelemek için silika kaplı Al_2O_3 tozu kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde silan, bağlayıcı ajanların rezin ve cam seramikler arasında kimyasal bağ oluşturmak amacıyla birçok kullanım alanı bulunmaktadır (Tian ve ark., 2014). Sıklıkla kırık seramik yüzeyinin tamiri ve seramik restorasyonların simantasyonunda seramik yüzeyi ve rezin siman arasındaki bağlantıyı sağlamak amacıyla kullanılırlar (Matinlinna ve Valittu, 2007). Silan kimyasal olarak çift fonksiyonludur, organik ve inorganik materyallerle bağlanabilirler. Seramiğin silika (SiO_2) molekülleriyle ve rezin kompozitin metakrilat gruplarıyla bağlanarak rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadırlar (Özcan ve ark., 1998; Matinlinna ve Valittu, 2007). Aynı zamanda silanlar seramik yüzeylerin ıslanabilirlik derecesini arttırarak porselenle rezin arasındaki yüzey temasının arttırılmasını sağlarlar, bu sayede yüzey işlemi uygulanmış olan porselenin mikro/makro porözitelerinin içine rezin penetrasyonunu arttırırlar (Highton ve ark., 1979; Jardel ve ark.,1999). Bu in-vitro çalışmada da silanın bağlantı değerini arttıracığı düşünüldüğünden yüzey işlemlerinin uygulanması sonrası alt gruplara silan uygulaması yapılmıştır.

Kompozit rezinler yüzey bağlantısı yapılmadan önce uygulanacak yüzeyde mikromekanik tutuculuğu arttırmak amaçlı adeziv uygulaması yapılmaktadır. Son

yıllarda piyasaya universal adeziv adı altında isteğe bağılı olarak öncesinde asit uygulayıp yıkayarak veya içerdığı asit sayesinde asitlemeye gerek kalmadan uygulanabilen yeni nesil bond sistemleri sürülmüştür (Chen ve ark.,2015). Bu yeni bağlayıcı ajanda dimetakrilat monomerler yerlerini 10- metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerine bırakmıştır. 10-MDP monomer mine ve dentin arasında kimyasal bağlantı ve stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir (Erickson ve ark.,2009; Yoshida ve ark., 2012). Yapılan daha önceki bir çalışmada, kimyasal bağlanmayı sağlayan 10-MDP monomer içeren bir primer ve hidrofobik bir rezinin kombinasyonundan oluşan iki aşamalı bir self-etch adezivin 8 yıl boyunca çok iyi klinik sonuçlar gösterdiği bulunmuştur (Peumans ve ark., 2010). Çalışmamızda da MDP monomer ve silan içeriğinden dolayı Universal Bond olan 3M Single Universal Bond kullanılmıştır.

Yüzey işlemleri uygulanan yüzeylere uygulanan kompozit rezinlerin polimerizasyonu için LED ışık kaynağı kullanılmıştır. Bugün için LED'ler, rezin bazlı dental materyallerin fotopolimerizasyonunda klinik uygulamalar için altın standart durumundadır. LED'lerden önce QTH (Quartz tungsten halojen) lambaları standart polimerizasyon cihazı olarak kullanılmaktaydı, QTH lambalarındaki ışık çıkışının zamanla azalması, filtrenin bozulması, yüksek enerji tüketimi, kullanım ömrünün kısa olması, pilli olmayışı ve pulpaya polimerizasyon sırasında yüksek ısı transferi yapması nedeniyle LED ışık kaynakları, QTH lambalarının yerini almıştır (Jandt ve Mills, 2013). LED ışık kaynaklarının avantajlı yönlerinden dolayı çalışmamızda LED ışık cihazı test örneklerinin polimerizasyonunda tercih edilmiştir.

Yüzey işlemleri uygulanan örneklerle, rezin bağlantısı yapıldıktan sonra, polimerizasyonun tamamlanması ve yapay yaşlandırma prosedürü için 37 °C lik distile suda bekletildi. Bu süreç kısa süreli olabildiği gibi birkaç ay süreli de yapılabileceği literatürde bildirilmiştir (Giannini ve ark., 2003; Güler ve ark., 2004; De Munck ve ark., 2005; Stawarczyk ve ark., 2015). Distile suda bekletme ile, örneklerin hidrolizisi ile ara yüzünde ki polimer matriksin yapısında bozulma ve polimerler arası zincirlerin plastikleşmesi ile bağlantı değerlerinde azalma meydana gelir (De Munck ve ark., 2005). Çalışmada kullanılan örnekler de polimerizasyonu tamamlaması amaçlı 24 saat 37°C'lik distile suda bekletilmiştir.

Termal yaşlandırma yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etki etmesini taklit eder ve diş ve restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir. Termal devirlendirme ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi 2 şekilde oluşur: (1) Sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir. (2) Restoratif materyallerin termal genleşme ve büzülme katsayısının, bağlantı yaptığı porselenden farklı olması porselen-rezin ara yüzeyinde tekrar eden genleşme ve büzülme streslerine neden olabilir (El Araby ve Talic, 2007). ISO TR 11405 standartlarında, bağlanma dayanımı ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtmiştir. Bunlar; (1) 37°C'lik distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, (2) 37°C'lik distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal devirlendirme uygulama ve (3) 37°C'lik distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletmedir. Termal devirlendirmede 10000 devirin klinik olarak bir yıla denk geldiği bildirilmektedir (Türkmen ve ark., 2011). Çalışmamızda da bu bilgilerin ışığı altında, inkübatör cihazı yardımı ile 37°C'lik distile suda 24 saat süreyle bekletilmiş ve sonrasında termal devirlendirme uygulama yöntemi kullanılmıştır. Termal devirlendirme $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ve $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ sıcaklıklarda distile su bulunan tanklarda her bölmede 30 sn ve transfer süresi 5sn olacak şekilde 5000 devir yaptırılmıştır (Özcan ve ark., 2001; Wiegand ve ark., 2015).

Veneer seramiklerde oluşabilecek çatlama ve soyulmaların önüne geçmek ve fonksiyonel yük altında bu tabakalı restorasyonların yapısal bütünlüğünü korumak için bağlanma dayanımı belirli minimal dayanıklılıkta olması gerekir (White ve ark., 2005). Bu değer metal destekli seramik restorasyonlar için en az 25 MPa olduğu belirtilmiştir (TS EN ISO 9693: 2012-06). Ancak bu tam seramik restorasyonlar için yeterli bağlanma kuvvetinin ne kadar olması gerektiği ve de bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için uygun standart bir test metodu tanımlanamamıştır (Dündar ve ark. 2007).

Kompozit rezinin porselen ile bağlantısını değerlendirmede makaslama testinin sıklıkla kullanıldığı görülmektedir (Della Bona ve Van Noort, 1995; Pratt ve ark., 1989; Erdemir ve ark., 2004). Ancak makaslama testinde uygulanan kuvvet tek noktadan

olduğu için kuvvet, ara yüzeyde kesit alanı boyunca homojen olarak dağılmamaktadır (Kurtoglu ve Uçar,2009; Papazoglou ve Brantley, 1998). Yine de kor-veneer bağlanma dayanımını belirlemede makaslama bağlanma testini kullanmak daha standart sonuçlar verir. Çünkü, uygulanan kuvvetler bağlanma yüzeyine dik olarak uygulanır ve bağlanma yüzeyinin küçük bir kesit alanı testlerin okunmasını önemli derecede etkileyen yapısal kusurların dahil etmesini engeller (Aboushelib ve ark., 2008). Ayrıca makaslama bağlanma testi oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test metodudur (Al-Dohan ve ark., 2004). Ayrıca Valandro ve ark.(2008), mikrotensile ve makaslama yöntemlerini kıyasladıkları çalışmalarında iki test yöntemi arasında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda da bu bilgiler ışığında makaslama testi tercih edilmiştir. Makaslama testini uygularken ISO TS 11405 (Testing of adhesion to tooth structure) No'lu spesifikasyonuna (ISO/TS 11405:2003) uygun olarak; kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlandı ve bıçak ucu, örneklerdeki rezin içerikli porselen yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. ISO 11405 standartlarına göre makaslama testlerindeki ideal ilerleme hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk olarak belirtilmiştir. Yapılan çalışmada da kesme işlemi 0.5 mm/dk olacak şekilde ayarlandı.

Yüzey işlemi uygulanan örneklerin yüzey topoğrafyasını çıkarıp ilgili yüzey hakkında bilgi elde etmek amacı ile profilometre cihazı sıklıkla kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007; Cattani Lorente ve ark., 2010). Profilometre cihazı dışında atomik kuvvet mikroskobu (AFM) da kullanılabilir. Ancak AFM, en fazla 150X150 µm'lik alan üzerinde 15-20 µm'lik girinti ve çıkıntıları inceleyebiliyorken (Babu ve Singh, 2014), üç boyutlu profilometre cihazı 150X150mm ye kadar olan alanda 5-1300µm'lik girinti ve çıkıntıları tarayabilmektedir (Technical Specification 3D profilometer, 2015). Bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlüğü hakkında nicel ve nitel bilgiye ulaşmak amaçlı 3D profilometre cihazı kullanılmış ve ortalama Ra değerleri alınarak uygulanan yüzey işlemlerinin porselen yüzeyinde oluşturduğu etkiler karşılaştırılabilmiştir. Yüzey incelemesinde 3D profilometreye ilave olarak SEM incelemesi de yapılmış olup X250, X500 ve X1000 büyütmelerde yüzey topografyaları incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Her iki rezin içerikli seramik grubunda da yüzey işlemleri kompozit rezin ile bağlantı dayanım değerlerini etkiledi ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek makaslama bağlantı dayanıklılık değerleri elde edildi (LPS hariç). Elde edilen test sonuçları yüzey pürüzlülük değerlerine bağlanabilir, yüzey işlemleri her iki rezin içerikli seramik grubunda anlamlı şekilde yüksek Ra değerleri elde edilmesini sağladı (LPS hariç). 3D profilometre ve SEM görüntülerinin de elde edilen test bulgularını desteklediği görüldü. Yüzey pürüzlülüğünün artması ile rezin içerikli seramik-kompozit rezin arasında mikromekanik kilitlenme artışı sonucu makaslama bağlantı değerlerinin arttığını düşünmekteyiz. SEM ve 3D profilometre incelemelerinde “HF, HFS ve CS” grupları hem Vita Enamic hem de Lava Ultimate üst gruplarında C ve PS gruplarından daha pürüzlü yüzey morfolojileri sergiledi. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait alt gruplarda uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemleri aynı olmasına rağmen daha farklı yüzey pürüzlülük değerleri elde edildi. Bulgular arasındaki farklılıklar Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalinin kimyasal yapı, içerik oranları ve materyallerin üretim yöntemlerinin farklı olmasına bağlanabilir. Test sonuçları incelendiğinde, fosforik asit uygulaması (PS grubu) Vita enamic hibrit seramik grubunda kontrol grubuna göre daha pürüzlü bir yüzey oluşmasına neden oldu ancak Lava Ultimate grubunda kontrol grubu ile anlamlı farklılık gözlenmedi. Elde edilen bu sonuç yukarıda da bahsedildiği gibi her iki hibrit seramiğin kimyasal yapısındaki farklılıklara ve üretim metodolojisindeki farklılıklara bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Mikroskopik morfoloji olarak bakıldığında Vita Enamic hibrit seramiklerde nano güçlendiricilerden oluşturulmuş bir alt yapı içerisine polimer infiltrasyonu söz konusudur. Dolayısı ile zayıf bir asit olan fosforik asit nano güçlendiricileri eritecek kadar kuvvetli etki gösterememiş ve bahsedilen bu nano alt yapının etrafında bulunan rezin içeriğinin erimesine neden olduğu düşünülmektedir. Lava ultimate hibrit seramiklerde ise, polimer bir faz içerisine nano güçlendiricilerin eklenmesi ile bir hibridizasyon oluşturulur. Fosforik asit nano yapıları ve polimer fazı homojen şekilde eritmiş olabilir, bu da yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel değişmeye neden olmamış hatta test değeri olarak düşüş görülmüştür. Bu yorumla paralel olarak Düzyol ve ark. (2015) feldspatik, lityum silikat, rezin nano seramikler üzerine değişik yüzey işlemlerinin kompozit ile bağlantısına etkilerini incelediği çalışmalarında, rezin nano seramik grubunda hiçbir yüzey işleminin kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık

oluşturmadığını rapor etmişlerdir. Bu sonuç fosforik asit için çalışmamızla benzerlik göstermektedir ancak diğer gruplarda çalışmamızda belirgin farklılıklar ortaya çıkmıştır. Elde edilen farklılığın test metodolojisinden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca Vita Enamic grubunda silika ve cam içeriğinin fazla olması nedeni ile fosforik asitin zayıf bir asit olmasından dolayı polimer matrikse etki etmesi beklenmekteydi. Asit gruplarına ait sonuçlar Elsaka (2014) ve Elsaka (2015)'nin yapmış olduğu benzer çalışmalarla da uyumlu bulunmuştur.

Hidroflorik asit uygulaması, her iki rezin içerikli seramik grubunda, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir yüzey pürüzlülüğü artışı ve makaslama bağlantı dayanım artışı elde edilmesine neden oldu. Bu sonuç yüzey pürüzlülük artışına bağlı olarak zaten beklenen bir sonuçu ve SEM ve 3D profilometre görüntüleri elde edilen bu bulguları destekler nitelikteydi. Elsaka (2014), rezin içerikli seramiklere uyguladığı farklı yüzey işlemlerinde HF asit grubunu gerek 2D profilometre, gerekse bağlantı dayanımı olarak kontrol grubuna göre istatistiksel olarak düşük bulmuş ve sonuçları çalışmamızla benzerlik göstermiştir.

Hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulaması güncel literatürde hibrit seramikler üzerinde tavsiye edilen bir yüzey işlemdir. Elsaka (2014), rezin içerikli seramiklere (Vita Enamic, Lava Ultimate) kumlama ve HF uygulamış ve farklı bir grup olarak da aynı grupları silan uygulayarak bağlantı değerlerini incelediği çalışmada, Vita Enamic materyali için silan uygulanmış kumlama ve asit gruplarını, silan uygulanmamış gruplarından yüksek bulmuş, Lava Ultimate için ise anlamlı bir farklılık gözlememiştir. Çalışmamızda da buna paralel olarak bağlantı değerlerini incelediğimizde silan uygulaması Vita Enamic rezin içerikli seramik grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir makaslama bağlantı dayanım değerinde artışa neden olurken, Lava Ultimate bloklara uygulanan silan uygulaması sonrası bağlantı değerinde anlamlı bir artış elde edilmedi. Vita enamic rezin içerikli seramik grubunda feldspatik ve silika içeriğinin fazla olması nedeni ile silandaki hidroksil gruplarının, feldspatik porselen yüzeyinde bulunan hidroksil grupları ile reaksiyona girmesinden aynı zamanda içerdiği SiO₂ nin (silika), silan ve kompozit rezin ile olan bağlantısını arttırmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Silanizasyon sonrası bağlantı değerlerinde artış beklenen bir sonuçu ve elde ettiğimiz test bulguları güncel literatür ile paralel sonuçlar ortaya koydu. Elsaka (2014), farklı yüzey işlemleri uygulayarak rezin içerikli seramikleri (Vita Enamic ve

Lava Ultimate) bağlantı değerlerini incelediği çalışmasında, asitle pürüzlendirmede % 9 HF asiti 60 sn uygulamış ve ayrı bir grup olarakta HF ile birlikte silan kullanmıştır. HF asit ile birlikte silan uygulanan grup (Vita Enamic (27.47±4.28MPa), Lava Ultimate(18.35±2.84MPa)), HF grubundan (Vita Enamic (23.86±3.19MPa) Lava Ultimate(19.21±3.87MPa)) daha yüksek bağlantı değerleri sergilemiştir. Bizim çalışmamızda da %9.5 HF asitle birlikte silan kullanılan grup (Vita Enamic (25.24±3.45MPa), Lava Ultimate(22.73±4.38Mpa)), HF grubundan (Vita Enamic (19.78±2.61Mpa) Lava Ultimate(22.47±3.63MPa)) daha yüksek bağlantı değerleri sergilemiş ve yapılan çalışma ile uyumluluk göstermiştir.

Silika kaplı Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye uygulanması sonrası her iki rezin içerikli seramik grubunda anlamlı şekilde yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ve beklenen şekilde makaslama bağlantı dayanım değerleri elde edildi. Dilber ve ark.(2012), feldspatik ve lityum disilikat içerikli seramiklere farklı yüzey işlemi uyguladıkları çalışmada, kumlama 50µm Al_2O_3 tozu, % 5 HF asit ve lazer işlemleri uygulamışlardır. Her iki seramik için de en yüksek pürüzlülük değeri kumlama grubunda çıkmış asit grubu da kontrol grubundan daha fazla yüzey pürüzlülük değeri raporlanmıştır. Kumlama işlemi partiküllerin yüzeye çarpması sonucu belirgin şekilde yüzeyde morfolojik değişikliklere yol açmakta ve seramiğin yüzey enerjisini arttırmaktadır, bu sonuç ilgili literatürde birçok kez rapor edilmiştir (Blatz ve ark.,2007; Kern ve ark., 2009; Blatz ve ark.,2010). Bu çalışmada da kumlama yapılan grup en yüksek bağlantı dayanıklılık değerlerini göstermiştir. Ersu ve ark. (2009), cam doldurucu içeren seramiklere (In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia), 50µm Al_2O_3 tozu, % 9,5 HF asitle pürüzlendirme ve lazer ile pürüzlendirmenin olduğu farklı yüzey işlemleri uygulamış ve en yüksek değeri lazer grubunda ve bunu sırası ile kumlama ve asit gruplarında bulmuşlardır. Çalışmamızda lazer grubu olmadığı için karşılaştırılamamakla beraber Al_2O_3 tozu, % 9,5 HF asitle pürüzlendirme grupları çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Yüzey topografisini incelediğimiz SEM ve 3D profilometre görüntüleri elde edilen test sonuçlarını desteklemektedir. Wiegand ve ark. (2015), farklı CAD/CAM bloklarına yüzey işlemleri uygulayarak kompozit ile olan bağlantısını inceledikleri çalışmasında, rezin içerikli seramiğinde içinde bulunduğu tüm seramik gruplarında en yüksek değeri silika kaplı Al_2O_3 tozu kullandıkları grupta bulmuşlardır. Çalışmamızda da tribokimyasal kaplama

olarak 30µm'lik silika kaplı Al₂O₃ tozu ile birlikte silan kullanılmış ve tüm bu çalışmalara paralellik göstererek en yüksek bağlantı değerleri bu grupta bulunmuş, kontrol grubuna göre de anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Kumlama sonucu elde edilen pürüzlü yüzeye ek olarak silan ile birlikte kompozit rezin-hibrit seramik arasında kimyasal bir bağlantı olduğu elde edilen bu mikromekanik ve kimyasal bağlantı kombinasyonu sonucu makaslama bağlantı dayanım değerlerinin anlamlı şekilde arttığını düşünmekteyiz.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz sonuçlar güncel literatür ile karşılaştırıldığında ; Duzyol ve ark. (2015), yüzey işlemi uyguladıkları CAD/CAM bloklarının kompozit rezinlerle olan bağlantısını mikrotensile test yöntemi ile incelemiş ve rezin içerikli seramiklerde (Lava Ultimate), HF (% 5) ve silika kaplı Al₂O₃ tozu gruplarının kompozit rezin ile olan bağlantılarında istatistiksel olarak bir fark bulamamışlardır. Çalışmamız sonucunda HF ve silika kaplı Al₂O₃ tozu grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Bunun sebebinin kullanılan HF asit konsantrasyon farkından ve kullanılan test yöntemlerinin farklılıklarından olabileceğini düşünmekteyiz.

Shahverdi ve ark. (1998), porselene çeşitli yüzey işlemleri uygulayarak kompozit rezin ile bağlantı dayanıklılıklarını incelediği çalışmalarında en yüksek değeri bağlantı dayanıklılık değerini, HF asit ile silanın kombine uygulandığı grupta olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızla benzer sonuçlar vermektedir. Bizim çalışmamızda da en yüksek bağlantı değerleri silika kaplı Al₂O₃ tozunda ve HF asit ile birlikte silan uyguladığımız grupta çıkmıştır. İlgili çalışmada silika kaplı Al₂O₃ tozu kullanılmadığı için bu değerler karşılaştırılamamıştır.

Çalışmamızla paralel olarak, Stawarczyk ve ark. (2015), CAD/CAM rezin nanoseramikler (Lava Ultimate) üzerinde yaptıkları farklı yüzey işlemleri uygulayıp çeşitli bondlarla kompozit rezin bağlantısını karşılaştırdıkları çalışmada en yüksek değeri tribokimyasal silika kaplama ile birlikte Universal Bond kullandıkları grupta bulmuşlardır.

Porselenle kompozit rezin bağlantısının değerlendirildiği birçok çalışmada kırık tiplerine bakıldığında koheziv kırık tipine rastlanılmaktadır (Leibrock ve ark.,1999;

Özdemir ve ark., 2007). Bizim çalışmamızda da özellikle Vita Enamic grubunda kontrol grubu hariç büyük oranda koheziv kırık tipine rastlanılmıştır. Lava Ultimate grubunda da CS grubunda büyük oranda koheziv kırık, diğer gruplarda ise çoğunlukla adeziv kırık tipine rastlanılmıştır. Bu farklılığın gruplar arasındaki kimyasal kompozisyon farklılıklarından, Lava Ultimate'in bükülme ve kırılma direçleri arasındaki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda kırık tiplerini incelediğimiz zaman Vita Enamic'de çoğunlukla koheziv kırık tipine rastlanılırken, Lava Ultimate'de adeziv kırık tipi daha fazla gözlemlenmiştir. Önceki çalışmalarda koheziv tip kırığın daha fazla görülmesinin nedeni test metodolojisine bağlanmış ve makro shear test kullanılan örneklerde ara yüzeyde oluşan homojen olmayan streslerin buna neden olduğu rapor edilmiştir (Amaral ve ark.,2006; Blatz ve ark.,2003; El Zohairy ve ark.,2003).

Yapılan farklı yüzey işlemlerinin, her iki tip rezin içerikli seramik grubu için gruplar arası karşılaştırmasında hiçbir yüzey işlemi alt grubunda istatistiksel fark görülmedi. Farklı kimyasal yapılara sahip olmasına ve bağlantı dayanıklılık değerleri farklı olmasına rağmen anlamlı farklılık elde edilmedi. Elsaka ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında Vita Enamic test örneklerinin rezin siman ile bağlantısında suda bekletme sonrası Lava Ultimate hibrit seramik test örneklerine göre daha yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri verdiğini rapor etmişler ve Vita Enamic hibrit seramiklerin suya karşı daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda yapay yaşlandırma yapılmış ancak uzun süreli suda bekletme yapılmamıştır. Lava ultimate test örneklerinde polimer içeriğin daha fazla olmasına bağlı su emilimi kompozit rezin ile bağlantı dayanıklılık değerlerini etkilemiş olabileceğini düşünmekteyiz ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı çıkmadı.

Yapılan in vitro çalışmamızda ağız ortamındaki koşulların tam olarak taklit edilememesi, yüzey işlemlerinin rezin içerikli seramik yüzeyinde oluşturduğu hacim kaybının ölçülememesi, kullanılan malzemelerde farklı içeriklere sahip olan diğer firmaların malzemesinin (silan,bond, kompozit vb.) kullanılamaması, farklı alt grupların oluşturulamaması çalışmamızın sınırlayıcıları olarak görülmektedir. Bununla birlikte, daha farklı test yöntemleri, daha farklı zaman aralıklarında ve yöntemlerle yapılan yaşlandırma yöntemleri, klinik uygulama ve uzun dönem takibi ile ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Rezin içerikli seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kompozit rezinlerle olan bağlanma dayanımının araştırıldığı çalışmamızda, çalışmanın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler şu şekildedir;

1. Rezin içerikli seramiklere uygulanan tüm yüzey işlemleri kompozit rezinler ile bağlantı dayanıklılığını artmasına neden olmuştur dolayısı ile polimer infiltre seramikler ve rezin nano seramik rezin içerikli seramikler grubunda tamir öncesi yüzey işlemlerinin uygulanmasının tamir başarısında direk etkili olacağı düşünülebilir,
2. Kimyasal yapısı farklı rezin içerikli seramiklere uygulanan aynı yüzey işlemlerinde istatistiksel olarak fark bulunamamıştır, sonuç olarak kimyasal yapılarına göre rezin içerikli seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin etki farklılığından söz edilemeyeceği sonucuna varılmıştır,
3. Her iki rezin içerikli seramik test grubunda tribokimyasal pürüzlendirme tekniği ile en yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri elde edildi, ağız içi tamir için ağız içi kumlama yöntemi bağlantı başarısı açısından önerilebilir,
4. Silan uygulamasının Vita Enamic bloklarda bağlanma dayanımını, aynı yüzey işleminin silan uygulanmayan gruba göre (HFS-HF) anlamlı derecede arttırırken, Lava Ultimate bloklarda farklılık gözlemlenmemiştir. Felspatik içeriğin fazla olduğu rezin içerikli seramiklerde yüzey işlemleri sonrası silan uygulamasının tamir bağlantı başarısını arttıracakı düşünülmektedir,
5. Tüm gruplar kırılma türleri olarak değerlendirildiğinde Vita Enamic bloklarda daha çok koheziv kırık tipi gözlemlenmiş, Lava Ultimate bloklarda ise çoğunlukla adeziv kırık tipine rastlanılmıştır. Elde edilen bu sonuç, farklı kimyasal yapıya sahip rezin içerikli seramiklerin eğilme dayanıklılık, sertlik değerlerinin bağlantı başarısızlığı komplikasyonlarında direk etkili olduğu sonucunu ortaya koymaktadır.
6. Kontrol gruplarında her iki rezin içerikli seramik grubunda yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Rezin içerikli seramiklerin yüzey polisaj özelliklerinin kimyasal yapılarından etkilendiği sonucuna varılabilir.

KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3:Double veneer technique. J Prosthodont. 2008;17: 9-13.
- Aboushelib MN: Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. J Prosthodont 2012;21: 22-27
- Akın E. Diş Hekimliğinde porselen. 3. Baskı, İstanbul; İstanbul Basımevi. 1990
- Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a disilicate based ceramic system. J Prosthet Dent. 2005; 94(3):234-241.
- Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket porcelain bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128: 630-637
- Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. Compend Contin Educ Dent. 2008; 29: 324-335.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent. 2004; 91:349-355.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003;31(3):181-188.
- Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. Dent Mater. 2006;22:283-290
- Andrade AMD, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. J Appl Oral Sci. 2010;18(6):591-598.
- Anusavice, K. J., Phillips, R. W. Phillips' science of dental materials. 11th ed., St. Louis, Mo. Saunders 2003; 655-721.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Annusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's science of dental materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;307-473.
- Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. J Prosthet Dent 1993; 70: 6-11.
- Awliya W, Odén A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. Acta Odontol Scand. 1998;56: 9-13.

- Azer SS, Drummond L, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001 ;86(6):624-631.
- Babu R., Sing E. Atomic Force Microscopy: A Source of Investigation in Biomedicine. *Int J Electron Electric Eng*, 2014; 7: 59-66.
- Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent*. 2000; 21: 659-62, 664.
- Baro A.E., Reibenfenger R.G. Atomic Force Microscopy in liquid, biological applications. Wiley, Toronto, 2012; 3-32.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2007;2:33-42.
- Bayne, S. C., Heymann, H. O., Swift, E. J., Jr. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*, 1994; 125(6): 687-701.
- Bedran-De-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent*, 2004; 6: 221-226.
- Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akın GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci*. 2012; 27: 723-728.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*. 2002;33(6):415–426.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89: 268-274.
- Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89: 479-488.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):38-49.
- Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dent. Mater*. 1998;14: 394-398.
- Carvalho F.A., Martins I.C., Santos N.C. Atomic force microscopy and force spectroscopy on the assessment of protein folding and functionality. *Archives of Biochemistry and Biophysics*. 2013; 531: 116–127.
- Cattani Lorente M., Scherrer SS., Richard J., Demellayer R., Amez-Droz M., Wiskott HW. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent Mater*, 2010; 26: 1035-1042.

- Chappard D., Deganse I., Hure G., Legrand E., Audran M., Basle MF. Image analysis measurements of roughness by texture and fractal analysis correlate with contact profilometry. *Biomaterials*. 2003; 24: 1399-1407.
- Chen, H. Y., Hickel, R., Setcos, J. C., Kunzelmann, K. H. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82.4: 468-475.
- Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry* 2015;43:525-536
- Chu PK, Chen J, Wang L, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 2002; 36:143-206.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013; 29:419-426.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *CÜ Dişhek Fak Derg*. 2002;5(2):97-102.
- Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007; 98 (5): 389-404.
- Craig, R. G. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*. 1981; 25(2): 219-239.
- Dayangaç, B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi, 2000
- De Munck, J. D., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B.. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84(2): 118-132.
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74(9): 1591-1596
- Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002; 15:159-167.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*. 2003;19(8):693-699.
- Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008; 139:8-13
- Denissen H, Dozic A, Van der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):506-513.

- Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-1242.
- Dental Tribune, http://www.dental-tribune.com/articles/business/turkey/5106_dental_duenyay_analogdan_dijitale_cevirmek__3shapein_baar_hikayesi_devam_ediyor.html, 2016
- Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Öztürk AN. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg*, 2012; 30:308-314.
- Dirxen C., Blunck U., Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013; 7: 118-122.
- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(9):14-18.
- Drago CJ, Peterson T. Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prostodont* 2007; 16(3):200-208.
- Duzyol, M., Sagsoz, O., Sagsoz, N. P., Akgul, N., & Yildiz, M. The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *J Prostodont*. 2015;Online published.
- Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Cömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*. 2007;23:630-636.
- Egbert JS., Johnson AC., Tantbironjn D., Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int*. 2015; 12: 53-58.
- El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Prac* 2007; 8(2): 17-24.
- El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strenght testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*. 2003;19:575-583
- El Zohairy AA, De Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420-424.
- Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*. 2014; 16: 531-540.
- Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*. 2015; (in press).
- Enamic technical data. http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2013/07/Enamic-Technical-L-10025E.pdf-8_13.pdf, 2015.

- Erdemir A, Eldeniz AÜ, Belli S. Kompozit rezinlerin tamirinde farklı bonding sistemlerin kullanılması. Cumhuriyet Dent J 2004;7(1):7-10
- Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dent Mater 2009;25:1459-1467.
- Ersu B, Yüzügüllü B, Rüya Yazıcı A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. J Dent. 2009; 37: 848-856.
- Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C., Cantoro A, Marco Ferrari, Noort RV. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. J Dent. 2010;38(1):39-43.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 2005;136021:1714-1723.
- Filho AM, Vieira LC, Araújo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. J Prosthodont. 2004;13(1):28-35.
- Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. Biomaterials. 2002;23(5): 1303-1311.
- Fons-Font, A., Sola-Ruiz, M.F., Granell-Ruiz, M., Labaig-Rueda, C., Martinez-Gonzalez, A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006;. 11 (3): E297-302.
- Gadelmawla E., Koura M., Maksoud T., Elewa I., Soliman H. Roughness parameters. J Mater Process Technol. 2002; 123: 133-145.
- Gale MS., Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999; 27: 89-99.
- Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. J. Esthet Rest Dent. 2003;15:43-49
- Giordano R., McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010; 31:682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
- Goldstein J, Newbury DE, Joy DC, Lyman CE, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael JR. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis, 3rd Ed., Springer. 2003.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. The International journal of prosthodontics, 2015; 28(3); 227-235.

- Gresnigt M., Ozcan M., Muis M., Kalk W. Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. *J Adhes Dent.* 2012; 14: 59-68.
- Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(31):713-727.
- Güler, A. U., Yılmaz, F., Ural Ç. Çeşitli Yüzey işlemleri Uygulanmış Porselen ile Ormocer Esaslı Restoratif Rezin Materyali Arasındaki Erken Dönem Bağlantı Dayancının İncelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2004; 5(3):117-122
- Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-608.
- He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27:527-534.
- Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 338-344.
- Hickel R, Brushaver K, Ilie N: Repair of restorations—criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater* 2013;29:28-50
- Highton RM, Caputo AA, Matyas J. Effectiveness of porcelain repair system. *J Prosthet Dent* 1979;42:292-294
- Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., ... & Peumans, M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials.* 2007; 23(1): 71-80.
- Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17: 105-109
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical application of glass ceramic in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17(11):1037-1042.
- Jandt KD, Mills RW. A brief history of led photopolymerization. *Dent Mater.* 2013;29(6):605-617.
- Jardel V, Degrange M, Pikard B. Correlation of topography to bond strength of etch ceramic. *Int J. Prosthodont* 1999;12:59-64
- Jones D.W. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29:621-644.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahitois C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18: 155-163.

- Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 508–513.
- Kassem, A. S., Atta, O., & El-Mowafy, O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2012; 21(1): 28-32.
- Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strenght and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent*. 1996; 75: 163-168
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.
- Kelsey WP, Latta MA, Stanislav CM, Shaddy RS. Comparision of composite resin-to-porcelain bond strenght with three adhesives. *Gen Dent* 2000; 48:418-421
- Kern, M., Douglas, W.H., Fechtig, T., Strub, J.R., DeLong, R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*. 1993; 21 (2): 117-121.
- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71: 453-461.
- Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*. 1995;73: 240-249.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14: 64-71.
- Kern M, Barlio A, Yang B. Surface conditioning influence zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009; 88:817-822
- Kern M. Bonding to oxide ceramics-laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*. 2015; 31: 8-14.
- Khoroushi M, Mansoori M. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN Dent*. 2012; 1-8.
- Koyutürk AE, Kungöz A, Uker M, Yeşilyurt C. Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dent Mater J*. 2008; 27: 795-801.
- Kupiec KA, Wertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent*. 1996; 76: 119-124.
- Kurtoğlu C ve Uçar Y. Farklı bağlantı materyalleirnin metal-seramik bağlantısına etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Ondokuz Mayıs Univ Dis Hekim Fak Derg* 2009;10(2):9-15.

- Kurt M, Külünk T, Ural Ç, Külünk S, Danışman S, Savas S The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39:44-51.
- Lava Ultimate technical prduct profile.
http://www.killiandental.com/sites/killiandental.com/files/KDC%20version_Lava%20Ultimate%20Technical%20Product%20Profile.pdf, 2015
- Lebon N, Tapiel L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*. 2015; 114:236-247.
- Leibrock A, Degenhart M, Behr M. In vitro study of the effect of thermo and load cycling on the bond strenght of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26:130-137.
- Leinfelder, K. F. Composite resins. *Dental clinics of North America*, 1985;29(2): 359-371.
- Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2000; 18: 377-379
- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-512.
- Lothar V. Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence Dent Technol* 2001;52:811-814.
- Lutz, F., Phillips, R. W. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983;50(4): 480-488.
- Matinlinna JP, Vallittu PK Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*. 2007; 34:622-630.
- Manicone, Paolo Francesco, Pierfrancesco Rossi Iommetti, and Luca Raffaelli. "An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications." *Journal of dentistry* 2007; 819-826.
- Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *Prosthet Dent* 2007;97(6):389-394
- Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*. Vol. 1. Quintessence Publishing Co., Inc., (IL), 1979.
- Mc Lean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):61-66.
- Mc Laren EA, Cao PT. Ceramics in Dentistry- Part I: Classes of Materials. *Inside dentistry* 5.9. 2009; 94-103.

- Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1997; 13: 246-251
- Mornann WH, Stawaeczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013; 20: 113-125.
- Mörmann W, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-426.
- Murchison, D. F., Chan, D. C., & Cooley, R. L. Direct anterior restorations. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 3rd ed. Chicago: Quintessence. 2006;274-279.
- Nahara, Y., Sadamori, S., Hamada, T. Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991; 66 (6): 754-758.
- Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı, İstanbul; İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999;64-70.
- Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent*. 2003;16 Spec No: 41A-46A.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*. 2002; 18: 269-275.
- O'Brien, W.J. *Dental Materials and Their Selection* (3 bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc. 2002;377-378
- O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. *Dental materials and their selection*. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;134-229.
- Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 1993;43: 492-8.
- Oilo M, Gjerdet N, Tvinnereim H. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24(4):471-475.
- Operating Instructions, Cerec Blocs, td.sirona.com/pdf/6172642.pdf. 2011
- Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International*. 1998;29(11):713-724.
- Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont*. 2001;14(4):335-339.

- Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-731.
- Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on areinfoced ceramic using various repair systems. *Dent Mater.* 2009;25:1477-1483.
- Özdemir E, Niğiz R, Zortuk M. Farklı yüzey hazırlıklarının porselen kompozit rezin bağlantısı üzerine etkisinin in-vitro araştırılması. *GÜ. Dis Hek. Fak. Derg.* 2007; 24(2):75-82
- Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. Cad/Cam technology. *Dent Update.* 2005;32(10):566-572.
- Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater* 1998;14(12):112-119.
- Peter J., Goodhew JH, Richard B. The scanning electron microscope, In: *Electron Microscopy and Analysis*, Taylor & Francis, London. 2001; 122-124.
- Peumans M., De Munck J., Van Landuyt KL., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176-1184.
- Phillips, R. W., Skinner, E. W. *Skinner's science of dental materials* (9th ed.). Philadelphia: Saunders 1991.
- Piwowarczyk A, Ottl R Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(11:39-45).
- Pollington S, Fabianelli A, Noort RV. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26:864-872.
- Pott PC, Stiesch M, Eisenburger M. Influence of 10-MDP Adhesive System on Shear Bond Strength of Zirconia-Composite Interfaces. *J Dent Mater Tech.* 2015; 4: 117-126.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-562.
- Pratt RC, Burgess JO, Schwartz RS, Smith JH. Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1989;62(1):11-13.
- Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.* 1992;23:25-31.
- Reich S, Schierz O: Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig* 2013;17:1765-1772

- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Elsevier Health Sciences. 2006.
- Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J., Sturdevant, C.M. Sturdevant's art & science of operative dentistry (5 bs.). Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri. 2011.
- Roulet JF, Degrange M. Adhesion the Silent Revolution in Dentistry, 2000; 81-92
- Rosenblum, M.A.,Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc, 128 (3), 297-307.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res. 2014; 93: 1232-1234.
- Sadoun M. All Ceramic Bridges With the Slip Casting Technique 7th International Symposium on Ceramics Paris. 1988.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-ceramics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's restorative dental materials. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 253-275.
- Saker S, Ibrahim F, Ozcan M Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. J Adhes Dent. 2013;15: 369-376.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strengthevaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 1994;10:236-240.
- Santos S., Barcons V., Christenson H.K., Font J., Thomson. N.H. The intrinsic resolution limit in the Atomic Force Microscope: Implications for heights of nano-scale Features. PLOS One 2011; 6 (8): 1-7.
- Saraçoğlu A, Cura C, Cöter HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil. 2004;31: 790-797.
- Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. Dental Mater. 2010;26(2):78-93.
- Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H., Rheinberger VM. IPS Empress II: a new pressable high strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restoration. Quint Dent Technol. 1999;22;143-151.
- Scientific Documentation: IPS Empress System. Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2015.
- Scientific Documentation IPS e.max® Press. Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2015.

- Schmage P, Nergiz I, Hermann W, Ozcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123:540-546.
- Shahverdi, S., Canay, S., Sûahin, E., & Bilge, A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of oral rehabilitation.* 1998; 25(9): 699-705.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Sabit Protezin Temelleri.* 3. Baskı, İstanbul; Quintessence Yayıncılık. 2010;431-453.
- Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007; 25: 291-296
- Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., & Siervo, R. (1994). Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985;25(11): 773-779.
- Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17:224-235.
- Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 1999;22:153-163.
- Spitznagel FA, Horvarth SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014; 26:382-393.
- Spivak GV, Saporin GV, Bykov MV. Scanning electron microscopy. *Phys Usp.* 1970;12(6):756.
- Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC.: Influence of Surface Conditions and Silane Agent on the Bond of Resin to IPS Empress 2 Ceramics. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 277 -282
- Strauss RA. Lasers in oral and maxillofacial surgery. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 851-873.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):0289-296.
- Stawarczyk B., Krawczuk, A., Ilie, N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical oral investigations*, 2015; 19.2: 299-308.
- Sturdevant, C. M. *The Art and science of operative dentistry* (3rd ed.). St. Louis: Mosby. 1995.

- Suarez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*. 2004; 17:35-38.
- Şener ID, Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;19(1):61-67.
- Tecnical Spesification 3D profilometer, 2015; http://www.aeptechology.com/_products/3d-contact-profilometer.html
- Terry DA, Leinfelder KF, Trajtenberg CP. Simplifying the luting procedure. *Dent Today*. 2007;26: 130, 132-135.
- Thurmond JW, Barkmeir WW, Wildwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strength of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72:355-359.
- Tian, T., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), e147-e162.
- Türk Dil Kurumu. <http://www.tdk.gov.tr/TR/SozBul>, 12. 04. 2007.
- Türkmen, C., Durkan, M., Cimilli, H., Öksüz, M. Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*. 2011; 19(4): 363-369.
- Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi* 2011; 86:27-38
- Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 2005;93: 253-259.
- Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent*. 2006;8: 175-181.
- Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J* 2008;27:849-855.
- Van der Zel J, Vlaar S, De Ruiter W, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):261-267.
- Van Dijken J.W.V. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium*. 1999;20(12):1115-1124.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010; 26: 100-121.

- Van Noort, R. Introduction to dental materials (2nd ed.). Edinburgh: Mosby. 2002.
- Van Noort, R. An introduction to dental materials (3rd ed. ed.). Edinburgh: Mosby. 2007.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res. 1997;76: 1298-1307.
- Vines RF, Semmelman JO, Lee PW, Fonvielle FD. Mechanisms involved in securing dense, vitrified ceramics from pre-shaped partly crystalline bodies. J Am Ceram Soc. 1958;4:304-308.
- Vita Enamic. Technical and scientific documentation. 2015
- Vita Suprinity Technical Catalog, http://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0667_gaenu.pdf. 2016
- Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions,2014. VITA Zahnfabrik. (2009). VITA Easyshade Compact. Erişim: 9 Nisan 2010, http://www.vita-zahnfabrik.com/page/3000627/2/mjw2Mh7gbj-U6Fq2i7e04S0/en_EN
- Vult von Steyern R Carlson R Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DCZirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil. 2005;32(3):180-187.
- Wang YG, Xing YX, Sun YC, et al: Preliminary evaluation of clinical effect of computer aided design and computer aided manufacture zirconia crown. Ch J Stomatol 2013;48:355-358
- Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. J Adhes Dent. 2000;2: 139-147.
- White SN, Miklus VG, McLaren EA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent. 2005;94:125-131.
- Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., & Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. Clinical oral investigations, 19(8), 2007-2013.
- Wildgoose, D.G., Johnson, A., Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent, 91 (2), 136-143.
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. J Prosthet Dent 2004;9101:85-88.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G. Composite resins in the 21st century. Quintessence international. 1993; 24(9): 641-658.

- Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.) Prosthet Dent 2006;96111:47-52.
- Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Oztürk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. Lasers Med Sci. 2013; 28: 1233-1239.
- Yavuz yılmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar. GÜ Yayınları, Ankara, 1996; 49–52.
- Yavuz yılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri 1. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005a; 22(1): 41-48.
- Yavuz yılmaz H, Turhan B, Bavbek Kurt E. Tam porselen sistemleri II. GÜ Dishek Fak Derg. 2005b; 22: 49-60.
- Yoshida Y., Yoshihara K., Nagaoka N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Van Meerbeek B. Selfassembled Nano-layering at the Adhesive Interface. J Dent Res 2012; 91: 376-381.
- Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin Implant Dent Relat Res 2008; 10(2): 113-121.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993; 355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Tam seramik (yüksek dirençli) kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. Sabit Protezler. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011; 139-159
- Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004; 71: 381-386.
- www.ivoclarvivadent.com.tr/zoolu-website/media/document/22666/IPS+e-max+CAD, 2015
- www.vita-suprinity.com, 2015
- 3M/ESPE. Lava ultimate CAD/CAM restorative technical product profile. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/ 2015
- 3Shape, <http://www.3shape.com/new+products/dental+labs/lab+scanners>. 2016

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Numan TATAR

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 19/06/1985

Medeni Hali : Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu :

Lisans : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2003-2009)

Doktora : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2012-2016)

Çalıştığı Kurumlar : Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2011-2012)
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2012-2015)
Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2015-)

E-posta : numantatar@yahoo.com