
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

İNDİREKT LAMİNATE VENEER RESTORASYONLARA UYGULANAN FARKLI TAMİR YAKLAŞIMLARININ MAKASLAMA BAĞLANMA KUVVETİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Abdelrahman MUSTAFA

DOKTORA TEZİ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NİSAN 2019

Abdelrahman MUSTAFA tarafından hazırlanan 'İNDİREKT LAMİNATE VENEER RESTORASYONLARA UYGULANAN FARKLI TAMİR YAKLAŞIMLARININ MAKASLAMA BAĞLANMA KUVVETİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ' adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY~~ ÇO~~KLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavesi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Suat ÖZCAN
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

Başkan: Prof. Dr. Nuray ATTAR
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

Üye: Prof. Dr. Adil NALÇACI
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

Üye: Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

Üye: Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

Tez Savunma Tarihi: 29/04/2019

Jüri üyeleri trafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Kararı ile onlaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümları akademik ve etik kuralları çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Abdelrahman MUSTAFA

29/04/2019

İNDİREKT LAMİNATE VENEER RESTORASYONLARA UYGULANAN FARKLI TAMİR YAKLAŞIMLARININ MAKASLAMA BAĞLANMA KUVVETİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Abdelrahman MUSTAFA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Nisan 2019

ÖZET

Bu çalışmada lityum disilikat seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, materyalin kompozit rezine bağlanma dayanımına etkileri değerlendirildi. Lityum disilikat örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının test edilmesi amacı ile (CAD/CAM Rosetta/ Hass Corp./Gangwon-do/KORE) bloklardan laboratuvarda freze cihazı kullanılarak 140 adet 12 mmx14 mm yüzey alanına sahip 2 mm kalınlığında kesitler hazırlandı. Hazırlanan örneklerin glaze prosedürü laboratuvarda tamamlandı ve yüzeyine aliminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE , ABD) kullanılarak standart pürüzlendirme işlemi uygulandı. Örnekler, her bir grubun ortalama pürüzlülük değeri aynı olacak şekilde 14 eşit gruba ayrıldı (n=10). Çalışmada porselen yüzeyleri, kumlama, iki farklı konsantrasyonda hidroflorik asit, fosforik asit ve asitin LED ışık cihazı (VALO® Cordless - Ultradent Products, Inc Salt Lake City, UT, ABD) ile ya da sıcak suda ısıtılması olmak üzere farklı yöntemler ve bu yöntemlerin kombinasyonları kullanılarak hazırlandı. Ayrıca gruplar içerisinde yüzey hazırlama işlemi görmeyen bir kontrol grubu bulunmaktadır. Yüzey hazırlama işlemleri uygulanan örneklere rezin bağlayıcı ajanın (Single Bond Universal Bond, 3M Espe, St. Paul MN, ABD) üretici firma talimatlarına göre uygulamasını takiben nano hibrit kompozit rezin restoratif materyal (Filtek™ Z250 Nano Hybrid Universal, 3M Espe, St. Paul MN, ABD) 4 mm çapında 2 mm derinliğinde plastik bir kalıp kullanılarak uygulandı ve LED ışık cihazı ile 20 sn süre ile polimerize edildi. Örnekler 36,5^{o}C'de etüvde 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saatin sonunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, JAPONYA) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirildi. Elde edilen değerler tek yönlü varyans analizi ve Tukey post-hoc testi ile SPSS 17.0 yazılımı kullanılarak analiz edildi (α=0.05). Bu çalışmanın sonuçlarına göre; grupların ortalama makaslama bağlanma değerlerine bakıldığında en yüksek değer kumlama işlemi sonrasında ısıtılan %9 hidroflorik asitin kombine uygulandığı grupta 22,11 MPa olarak bulundu. En düşük ortalama makaslama bağlanma değerleri kontrol grubunda, 9,53 MPa olarak görüldü. Isıtılmayan %5 hidroflorik asit uygulanan grup hariç, hidroflorik asit içeren tüm gruplar kontrol grubu ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artış bulundu. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, fosforik asit ya da kumlama işleminin tek başına uygulandığı gruplarda anlamlı bir farklılık görülmedi. %5 ve %9'luk hidroflorik asitin LED ışık cihazı ile 10 °C'ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplar ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı anlamlı oranda arttırdığı gözlendi. %9 hidroflorik asitin sıcak suda 80°C ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmadığı gözlemlendi. %5 hidroflorik asitin sıcak suda 80 °C'ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığı gözlendi. Bu çalışmanın sınırları içerisinde; silanla kombine hidroflorik asit jelin kullanımının seramik yüzeyler için çok etkili bir yüzey hazırlama yöntemi olduğu, ısıtma işleminin hidroflorik asitin etkinliğini artırdığı ve daha düşük konsantrasyonlarda daha kısa sürelerde kullanılmasını mümkün kıldığı söylenebilir.

Bilim Kodu : 1015
Anahtar Kelimeler : Kompozit rezin, lityum disilikat, makaslama bağlanma dayanımı, porselen tamiri, fosforik asit, hidroflorik asit kumlama, yüzey hazırlama işlemleri, asitin ısıtılmas.
Sayfa Adedi : 96
Danışman : Doç. Dr. Suat ÖZCAN

EVALUATION OF SHEAR BOND STRENGTH OF DIFFERENT REPAIR PROCEDURES APPLIED TO INDIRECT LAMINATE VENEERS

(PhD Thesis)

Abdelrahman MUSTAFA

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

April 2019

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength of the repair composite resin to indirect ceramic restorations following different surface treatments methods. A total of one hundred forty lithium disilicate CAD/CAM (Rosetta/ Hass Corp./Gangwon-do/KOREA) ceramic plates with dimensions of 12 mm × 14 mm and 2 mm thick were prepared and glazed in the laboratory. All specimen surfaces went through standard surface roughening process using aluminum oxide coated discs and the surface roughness was evaluated by profilometer (SJ 301, Mitutoyo, IL, USA). The specimens were divided into 14 groups of 10 according to surface treatment method. The groups had an equal average of initial surface roughness values. Surface treatment methods included sandblasting, two different concentrations of hydrofluoric acid (HF), phosphoric acid, heating acids with LED light cure device (VALO® Cordless - Ultradent Products, Inc Salt Lake City, UT, USA.) or preheating acids in water and different combinations of these methods in addition to a no surface treatment control group. After surface conditioning, A layer of bond (Single Bond Universal Bond, 3M Espe, St. Paul MN, USA) was applied to the prepared surfaces and light cured using LED curing light (Elipar FreeLight 2, 3M Espe, St. Paul MN, USA) . A nano hybrid composite resin (Filtek™ Z250 Nano Hybrid Universal, 3M Espe, St. Paul MN, USA) was applied to the conditioned ceramic surfaces using a cylindrical mold (4 mm in diameter and 2 mm in thickness). The specimens were kept in distilled water in an incubator at 36,50 C for 24 hours then the specimens were tested for shear bond strength (SBS) using the universal testing machine (Schimadzu IG-IS, Kyoto, JAPAN) at a crosshead speed of 1 mm/min. Statistical analyses of obtained data were evaluated by ANOVA and Tukey post-hoc tests (α=0.05). According to the statistical analysis; The group that had sandblasting followed by heated %9 HF showed the significantly highest SBS (22.11MPa) and the control group showed lowest SBS (9,53 MPa). All HF groups except for the non heated %5 HF group showed a significant increase in SBS when compared to the control group. Sandblasting alone and all phosphoric acid groups showed no significant increase in SBS compared to the control group. Heating HF with LED light cure device had no significant effect on SBS. While preheating %9 HF in water up to 80°C had no significant effect on the SBS, preheating %5 HF in water resulted in a significant increase in the SBS when compared to the non heated HF groups. Within the limitations of this study, combining HF with silane is a very effective method to prepare the ceramic surfaces. Heating HF increases the effectiveness of the acid and allows the use of safer lower concentrations of HF for less durations.

Science Code : 1015
Key Words : Composite resin. Lithium disilicate, shear bond strength, porcelain repair, phosphoric acid, hydrofluoric acid, intraoral sandblasting, surface conditioning, acid heating.
Page Number : 96
Supervisor : Doç. Dr. Suat ÖZCAN

TEŞEKKÜR

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Bilimsal Araştırma Projeleri Birimi 03/2016-10 kodlu proje ile desteklenmiştir

Doktora eğitimim boyunca her aşamada, bana içten yardımlarını ve deneyimlerini benimle paylaşan, en zor zamanlarımda yanımda olan, hoşgörüsüyle desteğini hiç bir zaman esirgemeyen, kendisinden mesleki olduğu kadar insani açıdan da çok şey öğrendiğim sevgili danışman hocam Doç. Dr. Suat ÖZCAN'a

İlgi ve desteklerini esirgemeyen Restoratif Anabilim Dalı öğretim üyeleri; Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ, Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Hülya ERTEN, Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI, Dr. Öğr. Üyesi Cemile KEDİCİ ALP'e

Sabır ve anlayışla bilgilerini benimle paylaşan, bana içten yardımlarını ve desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU'ya

Doktora öğrenciliğim boyunca hep yanımda olup, dostluklarını, sevgilerini, samimiyetlerini yardım ve desteklerini esirgemeyen çok değerli arkadaşlarım Dr. Sinem AKGÜL, Dr. Hanife ALTINIŞIK, Uzm. Dt. Gizem BOZTAŞ, Uzm. Dr. Fatma BOYDAŞ, Araş. Gör. Melike İKİZ, Araş. Gör. Ceyda GÜNDOĞDU, Araş. Gör. Songül KILIÇ, Araş. Gör. Aybek ASKEROV, Araş. Gör. Cansu YIKICI, Araş. Gör. Zeynep YURDAGÜL, Araş. Gör. Esin ÇÖLTEKİN, Araş. Gör. Zuhal KAM, Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZYURT, Uzm. Dt. Serap KÜÇÜKŞAHİN, Dr. Fatih RASİM, , Dr. Raghip SURADİ, Dr. Mohammad AMER, Dr. Hasan HASHASH ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Buradaki eğitim hayatım boyunca her zaman ablalığını gördüğüm hemşiremiz Kezban hanıma,

Kendilerine bir şeyler öğrettiğim aynı zamanda da öğrendiğim tüm öğrencilerime,

Beni bugünlere getiren, hayatımı anlamlı ve değerli kılan, sevgilerini, anlayışlarını, desteklerini benden hiç bir zaman esirgemeyen; canım annem Kefah DEEK, babam Wasfi MUSTAFA, kardeşlerim Feda, Asma, Abdulla, Mohammed, Manar ve Aya'a

SONSUZ TEŞEKKÜRLER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv
ABSTRACT v
İÇİNDEKİLER vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ x
RESİMLERİN LİSTESİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR xii
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 5
2.1. Seramikler 5
2.2. Diş Hekimliğinde Seramikler 5
2.2.1. Tarihçe 5
2.2.2. Dental seramiklerin kimyasal içerikleri 6
2.2.3. Dental seramiklerin özellikleri 9
2.2.4. Dental seramiklerin sınıflandırılması 11
2.2.5. Tam seramik restorasyonlar 14
2.2.6. CAD/CAM 18
2.2.7. Seramik laminate veneerler 23
2.3. Seramik Restorasyonların Tamiri 25
2.3.1. Kompozit rezin kullanılarak porselen tamirinde yüzey hazırlama teknikleri 27
2.3.2. Tamir kompozit rezinleri 32
2.4. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi 32
3. GEREÇ VE YÖNTEM 35
3.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar 35
3.2. Lityum Disilikat Blokların Hazırlanması 41
3.3. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklere Uygulanan Yüzey Hazırlık İşlemleri 42
3.4. Hazırlanan Lityum Disilikat Örneklere Kompozit Rezin Uygulanması 47
3.5. İstatistiksel Analiz 48

4. BULGULAR 49
5. TARTIŞMA 55
6. SONUÇLAR 71
KAYNAKLAR 73
ÖZGEÇMİŞ 95

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Dental seramiklerin kompozisyonu 8
Çizelge 2.2 Sinterleme ısılarına göre seramikler ve kullanım alanları.....12
Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar 35
Çizelge 3.2. Araştırmada kullanılan materyallerin içeriği.....36
Çizelge 4.1. Yüzey hazırlama işlemlerine göre makaslama bağlanma dayanımları.. 49
Çizelge 4.2. Tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma test sonuçları 50

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 3.1. Lityum disilikat seramiklere uygulanan farklı yüzey hazırlık işlemleri.....46
Şekil 4.1. Grupların makaslama bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri 51
Şekil 4.2. Grupların makaslama bağlanma dayanımı ortalama değerleri.....52
Şekil 4.3. Grupların makaslama bağlanma dayanımı ortalama değerleri. Asit grupları suda ısıtılmadan önce (sarı), suda ısıttıktan sonra (mor).....53

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Lityum disilikat CAD/CAM seramik bloklar (Rosetta SM)....37
Resim 3.2. Ağız içi kumlama cihazı ve 50 µm aluminyum oksit tozu (Rondoflex) 37
Resim 3.3. Universal test cihazı (Schimadzu)....38
Resim 3.4. LED ışık cihazı (Elipar FreeLight 2, 3M Espe) 38
Resim 3.5. Fosforik Asit (%37)....39
Resim 3.6. Hidroflorik Asit (%9) 39
Resim 3.7. Filtek Z 250 Nano Hibrit Kompozit....39
Resim 3.8. Single Bond Universal Adeziv....39
Resim 3.9. VALO LED ışık cihazı....40
Resim 3.10. Hidroflorik Asit (%5) 40
Resim 3.11. Sof-Lex diskleri 41
Resim 3.12. Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin profilometre ile ölçülmesi....41
Resim 3.13. VALO LED Işık Cihazı (5mm uzaklıktan) 43
Resim 3.14. Termal çift kontrolünde asitlerin ısıtılması 45
Resim 3.15. Pembe tamir akriliği kullanılarak silindirik kalıplara yerleştirilen örnekler....47

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°	Derece
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
Al	Alüminyum
Al_2O_3	Alüminyum oksit
atm	Atmosfer
B_2O_3	Bor trioksit
Ca	Kalsiyum
Ce	Seryum
Cu	Bakır
Ce-TZP	Ceria-Stabilize Tetragonal Zirkonya
dk	Dakika
Fe	Demir
H	Hidrojen
H_2F_2	Hidrojen florid
H_2O	Su
H_2SiF_6	Hegzaflüorosilisik asit
K	Potasyum
$KAlSi_3O_8$	Potasyum alüminyum silikat
K_2O	Potasyum Oksit
Li_2O	Lityum Oksit
MgO	Magnezyum Oksi
mm	Milimetre
mm^2	Milimetre kare
µm	Mikrometre
MPa	Megapaskal
mW	Miliwatt
Na	Sodyum
Na_2O	Sodyum oksit
Ni	Nikel
O	Oksijen
P_2O_5	Fosfor pentoksit
Si	Silisyum
Si_2O	Silisyum oksit
Sn	Saniye
TiO_2	Titanyum dioksit
Zr	Zirkonyum

Kısaltmalar	Açıklamalar
APF	Asidüle fosfat florür
Bis-EMA	Bisfenol-A etoksi dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
CAD	Computer aided design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
FA	Fosforik asit
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
HF	Hidroflorik asit
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilâtı
Ko	Kontrol
Ku	Kumlama
LED	Işık Yayan Diod
MDP	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
µTBS	Mikro çekme bağlanma dayanımı
PEGDMA	Polietilen glikol dimetakrilat
SBS	Makaslama bağlanma dayanımı
SEM	Taramalı elektron mikroskop
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	Yitriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalin

1. GİRİŞ

Seramikler; diş hekimliği pratiğinde çürük, hasarlı yada kayıp dişlerin onarımında kullanılan 4 temel materyalden biridir. Diğer 3 materyal ise metaller, polimerler ve kompozitler olarak tanımlanır (Alla, 2013: 333-354).

Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleri, aşınmaya karşı gösterdikleri yüksek direnç, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği pratiğinde önemli bir yer tutmaktadır (Lawn ve diğerleri, 2002; Vul von Steyern, Carlson ve Nilner, 2005).

Tam kronlar, labial veneer ve inlay restorasyonlar bazı vakalarda tümüyle seramik materyallerden üretilmektedir. Laminate veneer uygulamaları ön bölge estetik düzenlemelerde tam kron uygulamalarına tercih edilebilecek konservatif bir estetik yaklaşımdır (Horn, 1983). Laminate veneer uygulamaları son yıllarda en popüler estetik diş hekimliği uygulamalarından biri haline gelmiştir. Diş renklenmelerinin, şekil bozuklukları gözlenen dişlerin ve diastema vakalarının tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Mine dokusu ile sınırlı, minimal boyutta preperasyona gereksinim duyulması laminate veneer restorasyonların avantajlarındandır.

Tam seramikler kullanılarak üretilen kronlar, inlaylar ve laminate veneerler en estetik sabit restorasyon seçeneğidir. Bu tür retorasyonların en önemli dezavantajları ise metal destekli restorasyonlara göre daha düşük fiziksel dayanıklılık göstermeleri ve kabul edilebilir kenar uyumu elde edilmesinin zor olması olarak sayılabilir. Günümüzde restorasyonların fiziksel dayanıklılıklarının arttırılması amacı ile güçlendirilmiş alümina, zirkonya, lityum disilikat kor yapıya sahip daha translüsent bir seramik veya lösit ile güçlendirilmiş translüsent materyaller kullanılmaktadır (Claus, 1990; Denry, 1996; Denry, Mackert, Holloway ve Rosenstiel, 1996; Magne ve Besler, 1997; Sorensen, Choi, Fanuscu ve Mito, 1998; Zimmer, Gerds ve Strub, 2004). Tam seramik restorasyonlar indirekt teknik ile laboratuvar ortamında üretilirler ve bir rezin siman yardımı ile simante edilirler. Simanstasyon aşamasında retansiyonun arttırılması amacı ile asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanır.

Güvenli ve estetik dental materyallere olan talebin artması, yeni, yüksek dayanıklılığa sahip seramik esaslı materyallerin klinik kullanıma girmesine neden olmuştur (Raigrodski, 2004).

Ancak bu materyallerin geleneksel laboratuvar teknikleri ile kullanıma uygun olmaması gelişmiş üretim teknolojileri ve sistemlerinin diş hekimliği pratiğine girmesini sağlamıştır. Bunlardan bir tanesi de bilgisayar destekli bir tasarım ve üretim sistemi olan CAD/CAM (computer-aided design and computer-aided manufacturing) sistemleridir. 1970'li yıllarda başlayan bilgisayar destekli üretim teknolojisindeki hızlı gelişmeler, 1980'li yıllarda dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmeye başlanması ile diş hekimliği alanında da kendine yer edinmeye başlamıştır (Duret ve Preston, 1991; Mörmann, Brandestini, Lutz ve Barbakow, 1989). Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin ilk öncüsü Dr. Durettin tarafından 1983 yılında tanıtılmıştır (Priest, 2005). Yine 1980'li yılların ortalarında Dr. Anderson Procera sistemini geliştirmiştir (Andersson ve Oden, 1993). İlk CEREC CAD/Cam sistemi ise Dr. Mörmann tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (Mörmann, 2006). Seramik restorasyonların aynı gün içerisinde bitirilmesine olanak tanıyan bu sistem diş hekimliğinde yeni bir ufuk açmıştır.

Dental seramikler kullanılarak elde edilen laminate veneerlerin 10 yıllık klinik başarı oranları %93 olarak belirtilmiştir. Başarısızlığın en önemli nedeni bruksizm olarak gösterilirken başarısızlıklar genellikle (%3) seramikte gözlenmiştir (Beier, Kapferer, Burtscher ve Dumfahrt, 2012). Her seramik restorasyon biyolojik ve mekanik / teknik nedenlerden ötürü klinik hizmet sırasında başarısızlığa (örn: seramik yapı içerisinde kırık) uğrayabilir (Banerjee ve Watson, 2015: 100-125). Kırılganlık, yapı içerisinde oluşabilen mikroçatlaklar ve düşük çekme dayanımı seramik materyallerin zayıf yönleridir (Beier ve Dumfahrt, 2014).

Son yıllarda, seramik restorasyonların hızla artan popülaritesi nedeniyle kırığa bağlı başarısızlıklar da artan bir problemdir (Kimmich ve Stappert, 2013). Restorasyonun tümüyle yenilenmesi pek çok vakada gereksiz madde kaybı ile sonuçlanabilecek bir girişimdir. Çünkü pek çok kırık restorasyon vakasında (%80) restorasyonun kalan kısımları klinik ve radyografik olarak sağlıklıdır (Gordan, Mjör , Blum, ve Wilson, 2003). Seramik restorasyonların ağız içi tamiri hem hekim hem de hasta açısından düşük maliyetli ve zaman kazandıran bir tedavi seçeneğidir (Reston ve diğerleri, 2008). Bu uygulama ile hem

sağlıklı diş dokusunun gereksiz uzaklaştırılmasının önüne geçilir, hem de dişin yeniden preperasyonu, ölçü alınması ve laboratuvar aşamaları gibi zaman alan uygulamalara olan gereksinim ortadan kalkar (Frankenberger , 2012). İşlem, kalan seramik materyale ve açığa çıkmış ise diş dokularına rezin esaslı materyallerin adeziv sistemler kullanılarak uygulanmasını içerir. Tamir materyalinin uygulanacağı farklı yüzeyler (seramik, mine ve/veya dentin) farklı klinik aşamalar ve ön hazırlık işlemleri gerektirir (Ozcan, 2014).

Hasarlı cam-seramik restorasyonların ağız içi tamirinde yüzey hazırlığı için restoratif materyal uygulanmadan önce hidroflorik asit ile pürüzlendirme yada tribokimyasal silika kaplama (CoJet™, 3M Oral Care) uygulamaları yapılır (Frankenberger , Kramer ve Sindel, 2000). Feldspatik, lösit veya lityum disilikat cam seramik restorasyonların ağız içi tamir işlemlerinde restoratif materyal uygulanması öncesi yüzey hazırlığında, hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi sonrası silan uygulanması tavsiye edilen bir yöntemdir (Ozcan ve diğerleri, 2013). Basınçlı hava yardımı ile alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin seramik yüzeyine uygulanması veya cam seramik yüzeylerin kompozit rezin materyal uygulanmadan önce elmas bir frez yardımı ile mikromekanik olarak pürüzlendirilmesi de uygulanan diğer yüzey hazırlık işlemleridir. Cam seramik yüzeylerinin fiziksel veya kimyasal olarak hazırlanmasını takiben silan uygulanması, rezin kompozitin seramik ile kimyasal kovalent bağ oluştururarak bağlanma dayanımının artmasına katkıda bulunur (Blatz, Sadan ve Karen, 2003; Lacy, LaLuz, Watanabe ve Dellinges, 1988). Tamir sistemlerinin seramik ile bağlanma dayanımları klinik açıdan önemlidir. Tamir sistemlerinin kırık seramik yüzeyine bağlanma dayanımını ölçmede farklı yöntemler kullanılmaktadır (Uçar , Başgil, Budak ve Kurtoğlu, 2011). Tylka ve Stewart (1994), kırık tamir kitlerinin bağlanma dayanımını ölçmek için burgu (torsiyon) yöntemini kullanırken, Bailey (1989) üç nokta bükme testini, Della Bona ve Von Noort (1995) germe ve makaslama testlerini, Özcan ve arkadaşları (2009) mikro-germe testini, Pratt ve arkadaşları (1989) ise makaslama testini kullanmışlardır. Makaslama bağlanma dayanımı testi tekrarlanabilir, materyallerin ağız içinde maruz kaldıkları kuvvetleri taklit edebilen objektif bir değerlendirme yöntemidir.

Bu çalışmanın amacı; lityum disilikat seramik örneklere uygulanan farklı yüzey hazırlama işlemlerinin, materyalin kompozit rezine bağlanma dayanımına etkilerinin makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

"Seramik" kelimesi, "yanmış toprak" anlamına gelen Yunanca "keramos" kelimesinden türemiştir. Antik çağda sert, kırılgan bir nesne oluşturmak amacı ile kil ateşte ısıtılarak çömlek yapımında kullanılırdı. Daha güncel bir tanımlama ise metalik ve metalik olmayan elementleri (genellikle oksijen) içeren bir materyal olarak yapılabilir. Farklı özelliklere sahip elementler iyonik ve kovalent bağlar ile biraraya gelerek sert, katı ve kırılgan bir materyal olan seramiği oluştururlar (Edward, McLaren ve Phong, 2009).

Seramik; metalik elementler (alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, potasyum, sodyum, kalay, titanyum, zirkonyum vb.) ile metalik olmayan elementlerin (silikon, flor, boron, oksijen vb.) birleşiminden oluşur. Porselen cam matriks fazı ve bir veya daha fazla kristalin fazı (örn: lösit) içeren bir seramiktir. Bütün porselenler seramiktir ancak bütün seramikler porselen değildir (McLaren ve Cao, 2009).

2.2. Diş Hekimliğinde Seramikler

2.2.1. Tarihçe

Günümüzde kullanılan dental seramikler yaklaşık 200 yıl önce kullanılmaya başlanılan ilk örneklerinden oldukça farklıdır. Diş hekimliğinde seramiklerin kullanımıyla ilgili ilk bilgiler 1774 yılına aittir. Seramik materyaller ilk olarak tam protezlerde kullanılmaya başlanmıştır. Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau ve Parisli bir diş hekimi olan Nicholas Dubois de Chemant seramiği ilk kez bir tam protezde kullanmışlardır. Yine Fransız bir diş hekimi olan Pierre Fauchard da, tam protezlerde seramik yapay dişleri kullandığını rapor etmiştir (Johnes, 1985).

Seramik materyallerin doğal dişlerde kullanımı ise 1800'lü yılların sonlarına doğrudur (Johnes, 1985; Kelly, Nishimura ve Campbell, 1996). 1838'de Elias Wildman'ın vakumlu fırınlama yöntemini kullanmasıyla seramik materyallerin translüsentlik ve renk özelliklerinin gelişimi sağlanmıştır (Kelly ve diğerleri, 1996). 1889 yılında Charles H. Land "Jacket" kron adı verilen tam porselen kronların patentini almıştır (Taylor, 1922: 142-156). Land, doğal bir dişi, "Jacket" adını verdiği seramik kron ile restore etmiştir. Kullanılan

teknik, üzerinde yapılan küçük değişikliklerle 1950 yılına kadar uygulanmıştır. Bu tekniğin en büyük dezavantajı ise soğutma esnasında yapıda meydana gelen mikro kırıklardır. Bu riski ortadan kaldırmak için Dr. Abraham Weinstein 1950 yılının sonlarında metal destekli porselenleri geliştirmiştir (Asgar, 1877). 1965 yılında ise feldspatik porselenlere alüminöz porselenlerin (> %50) ilave edilmeye başlanması ile tam seramik restorasyonların yapımı yeniden gündeme gelmiştir. McLean ve Hughes %40-50 oranında alümina kristalleri içeren alüminöz porselen kor yapıya sahip yeni bir jacket kron geliştirmişlerdir (Kelly ve diğerleri, 1996). Feldspatik porselenlere oranla iki kat daha fazla güçlü olmasına rağmen bu iki tabakalı tam seramiklerin metal destekli seramiklere oranla daha zayıf olmaları nedeni ile kullanım alanları ön dişler ile sınırlıydı. Yüksek opasiteleri ise diğer bir dezavantajlarıydı (Leinfelder ve Kurdziolek , 2004). 1984 yılında Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicor'u üretmişlerdir (McLean ve Odont, 2001). 80'li yıllardan günümüze kadar ise, hem estetik hem de dayanıklılık beklentisini karşılamak amacıyla birçok seramik sistem geliştirilmiştir (O'Brien, 2002: 210-220).

2.2.2. Dental seramiklerin kimyasal içerikleri

Dental seramikler, genellikle alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik element ile oksijen bileşiklerini içeren metalik olmayan, inorganik yapılar olarak adlandırılırlar (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 675-714).

Porselen terimi ise belirli oranlarda karıştırılan ve yüksek ısıda pişirilen kaolin, kuartz ve feldspattan oluşan seramik materyaller için kullanılır (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 675-714; Sakaguchi ve Powers , 2007). Porselen esasen beyaz, yarı saydam bir seramik olup, pişirildikten sonra sırlı hale gelir (Garber ve Goldstein, 1994). Dental seramikler materyalin pişirilme sıcaklığı, mikroyapı ve hazırlama tekniğine göre sınıflandırılır (Alla, 2013: 333-354; Sakaguchi ve Powers , 2007). Pişirilme sıcaklığına göre seramikler yüksek ısı, orta-ısı, düşük-ısı ve çok düşük-ısı seramikleri olarak sınıflandırılırlar.

Seramikler kristalin ya da amorf formda (cam olarak da adlandırılır) katılar olarak gözlenirler (Anusavice, 2010: 657-714; Alla, 2013: 333-354). Genel olarak seramikler kristal olmayan (amorf katılar veya camlar) ve kristalin seramikler olarak ikiye ayrılabilirler. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri esas olarak içerdikleri kristal

fazın özelliğine ve oranına bağlıdır. Daha yüksek oranda camsı faz içeren seramikler daha translüsent özellikler gösterirken yapıyı zayıflatarak çatlak oluşumu riskini de arttırır. Diğer bir yandan yüksek oranda kristalin fazı içeren seramikler daha iyi fiziksel özellikler gösterirken daha düşük estetik özellik gösterirler (Anusavice, 2010: 657-714; Alla, 2013: 333-354; Sakaguchi ve Powers , 2007).

Geleneksel veya feldspatik porselenler genellikle non-kristalin seramiklerdir. Bu geleneksel seramikler doğal olarak çok zayıf ve kırılgan yapıda olup, düşük streslerde bile kırılabilir. Dental seramiklerin hazırlanmasında kullanılan güncel yöntemler alümina, zirkonya ve hidroksiapatit gibi uygun dolducular ile daha iyi fiziksel özellikler gösteren kristalin yapıda porselenler üretilmesine olanak sağlamaktadır (Denry, 1996; Shenoy ve Shenoy, 2010).

Non-Kristalin Seramikler:

Bu tür seramikler amorf (non-kristalin bir cam matriksi) camsı faz içerisinde kristaller halinde mineraller (feldspat, silika ve alümina) karışımıdır. Dental porselenlerin camsı matriksi silikon atomunun 4 oksijen atomu ile birleştiği basit silikon-oksijen (Si-O) ağından oluşur ve bu ağ daha büyük oksijen atomlarının bir matriks görevi gördüğü ve silikon gibi daha küçük metal atomlarının oksijen atomları arasına girdiği bir tetrahedral konfigürasyon oluşturur. Böylece her silika birimi dört oksijen atomu (O) ile çevrili tek bir silikon atomundan (Si) oluşur. Bu camsı yapıdaki atomik bağlar yapının stabilitesini sağlayan hem iyonik hem de kovalent karaktere sahiptir. Bu bağlar aynı zamanda zincir konfigürasyonu oluşturmak için silika ünitelerini birbirine bağlarlar. Çok sayıda bu şekilde bağlanmış silikat birimleri bir araya gelerek camsı yapı içerisindeki sürekli tetrahedral SiO_4 ağını oluşturur. Güçlü atomik bağlar içeren ve serbest elektron içermeyen bu kararlı yapı, mükemmel termal izolasyon ve optik özellikler, cam matrisine inert özellikte bir yarı saydamlık kazandırır. Bununla birlikte, bu güçlü ikili bağlar, cam matrisine düşük gerilme stresinde bile kırılmaya neden olabilecek kırıganlık özelliği kazandırabilir (Claus ve Rauter, 1989; McLean, 1979: 23-40; McLean ve Hughes, 1965; van Nroot, 1994: 191-209).

Kristalin seramikler:

Seramik materyallerin güçlendirilmesi ve kırılma direncinin arttırılması amacı ile cam matriks içerisine alümina ve lösit gibi kristaller eklenerek cam kristal karışımları elde edilir.

İlk olarak McLean ve Hughes (1965) porselen jacket kronlarda kullanılması için genel olarak "Alüminöz porselenler" olarak anılan birinci nesil güçlendirilmiş porselenleri piyasaya sürmüşlerdir. Silikon karbid gibi kovalent kristaller çok sert materyallerdir ve çok yüksek bir erime noktasına sahiptirler.

Dental seramikler çoğunlukla kristalin yapıda mineraller ve cam matriksten oluşur. Feldspar, kuartz ve alümina kristalin minerallere, kaolin ise cam matrikse örnek olarak gösterilebilir (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 657-714; Sakaguchi ve Powers , 2007).

Dental seramiklerin detaylı içerikleri Çizelge 2.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Dental seramiklerin kompozisyonu

Bileşen	**Fonksiyonları**
Feldspar (Doğal olarak bulunan K_2O, Na_2O, alümina ve silikanın birleşiminden oluşur)	İlk önce eriyen, ısı ile akıcı hale gelen ve bu bileşenleri katı bir hale getiren en düşük kaynaştırma bileşenidir.
Silika (Quartz)	• Fırınlanmış porseleni güçlendirir. • Porselenin normal fırınlama ısısında stabil kalır ve böylece diğer bileşenler için matriks görevi yaparak ısıtma sırasında kütle stabilitesine katkıda bulunur.
Kaolin (Al_2O_3.2 SiO_2. 2H_2O – Hidrate alumina silikatlar)	• Bağlayıcı olarak görev yapar. • Fırınlanmamış porselenin kalıplanabilirliğini arttırır. • Porselene opaklık verir.
Cam modifiye ediciler, örn: K, Na, veya Ca oksitleri	Silika ağının bütünlüğünü kesintiye uğratarak yapıya akıcılık sağlar.
Renk verici pigmentler ve porselen hamuru, örn: Fe/Ni oksit, Cu oksit, MgO, TiO_2, and Co oksit.	Restorasyona uygun rengi sağlar.
Zr/Ce/Sn oksitleri ve Uranyum oksit	Restorasyona uygun opasiteyi sağlar.

<u>Feldspat</u>

Feldspat cam matrisini oluşturmaktan sorumludur (Alla, 2013: 333-354). Feldspat en düşük erime noktalı bileşendir ve fırınlama esnasında ilk olarak erir. Feldspat doğal olarak bulunan bir mineraldir ve potasyum alüminyum silikat gibi iki alkali alüminyum silikattan oluşur (K_2O-Al_2O_3-6SiO_2) (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 657-714).

Günümüzde mevcut porselenlerin çoğu fırınlanmış porselene yarı saydam özellik kazandıracağından potas feldspat içerir. Potash, 1250 °C'den 1500 °C'ye ısıtıldığında cam oluşturmak için kaolin ve kuartz ile birleşir (Lacy, 1977). Soda feldspat, porselenin füzyon sıcaklığını düşürerek piroplastik akışkanlık sağlar (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 657-714). Ancak bu materyal porselenin translüsentliğini etkilemediği için üreticiler tarafından çok fazla tercih edilmemektedir.

Quartz

Quartz, yüksek füzyon sıcaklığına sahiptir ve porselenin fırınlama ısısında stabil kalmasını sağlar. Ayrıca porselen restorasyonda doldurucu olarak da görev yapar. (Alla, 2013: 333-354; Anusavice, 2010: 657-714; McLean, 1979: 23-40; McLean ve Hughes, 1965).

Kaolin

Kaolin, genellikle alümina içeren magmatik kayaçtan elde edilen bir kil materyali türüdür. Kaolin bir bağlayıcı görevi görür ve fırınlanmamış porselenin kalıplanabilirliğini arttırır. Kaolin ayrıca porselen restorasyona opaklık kazandırır; dental porselenler sınırlı miktarda kaolin içerirler (Claus, 1980).

Cam modifiye ediciler akışkanlık için kullanılırlar. Erime sıcaklığını düşürerek akışkanlığı arttırırlar (Alla, 2013: 333-354; McLean, 1979: 23-40). Renk verici pigmentler restorasyonun karakteristik rengini elde etmek amacı ile kullanılırlar (Alla, 2013: 333-354).

2.2.3. Dental seramiklerin özellikleri

Dental seramikler, oral yumuşak dokularla mükemmel bir biyo-uyumluluk sergiler, mükemmel estetiğe sahiptirler ve aynı zamanda ağız boşluğunda kimyasal olarak inerttirler. Porselen restorasyonun yapısı mekanik özellikleri etkileyen en önemli unsurdur. Porselenin yapısı, bileşiminden, yüzey bütünlüğünden ve boşlukların varlığından etkilenir. Yapının dayanıklılığı ayrıca yüzey bileşenlerinin varlığına bağlıdır. Kristalin fazların yapısı, miktarı, parçacık boyutu ve termal genleşme katsayısı, materyalin mekanik ve optik özelliklerini etkiler (Denry, 1996). Dental seramikler, basma kuvetlerine karşı oldukça dirençlidir, ancak gerilme ve makaslama kuvvetleri altında çok zayıftırlar (Alla, 2013: 333-354; Sakaguchi ve Powers , 2007; Vallittu, 2013). Bu özellik seramiklere

kırılganlık kazandırır (Sobrinho , Cattel , Glover ve Knowles , 1988; Yoshinari ve Dérand , 1994; Zhang, Sailer ve Lawn, 2013) ve çekme gerilmeleri altında kırılma eğilimi gösterirler. Seramik yapıların çeşitli klinik kırılma modelleri, okluzal yüzeyde temas bölgesinden başlayan çatlaklar (Sailer, Gottnerb, Kanelb ve Hammerle, 2009; Zhang ve diğerleri 2013), kontakt noktasının altında bulunan simantasyon yüzeyinden kırılma (Kelly, 1999) ve sabit bölümlü protezlerin kron ve gövdelerinin marjinlerinde kırıklar şeklinde gelişebilir (Esquivel-Upshaw, Young, Jones, Yang ve Anusavice, 2008; Malament ve Socransky, 2001). Yapısal bozuklular, dental seramik protezlerde başarızlık ile sonuçlanır. Defektler restorasyonun üretim aşamasında veya çiğneme kuvvetleri karşısında mikroçatlaklar şeklinde ortaya çıkabilir (Denry, 2013).

Yorulma dayanımı, dental seramik restorasyonların dayanıklılığı ve uzun ömürlü olmasında önemli bir rol oynar. Yorgunluk ağız ortamındaki nemin kimyasal etkileri ve çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilme kuvvetlerinin etkisiyle çatlağın hızlı ilerlemesi olarak tanımlanabilir (Morena , Beaudreau, Lockwood, Evans ve Fairhurst, 1986). Su, başlangıçta mevcut olan mikro çatlaklara girer ve çatlak duvarlarını bir arada tutan birleşik bağları koparır. Böylece zamanla sürekli olarak ilerleyen, daha yüksek stres seviyelerinde hızlanan ve sonuçta başarısızlığa yol açan çatlakların genişlemesi başlar (Zhang ve diğerleri, 2013).

Seramiklerin yüzey sertliği çok yüksektir, dolayısıyla karşıt doğal veya yapay dişleri aşındırırlar (Alla, 2013: 333-354; Sakaguchi ve Powers , 2007). Seramikler iyi bir termal yalıtkandırlar ve termal ekspansiyon katsayıları doğal diş ile yakındır (Zhang ve diğerleri, 2013). Fırınlama esnasında yapı içinde kalan artık su uzaklaşır ve sinterleme esnasında yapı içerisindeki boşluklar elimine edildiğinde yaklaşık %30-40 oranında hacimsel büzülme gerçekleşir. Bu nedenle, porselen restorasyonun yapımında bu tür büzülme değerlerini telafi etmek için kondenzasyon ve fırınlama tekniğinin hassas bir şekilde kontrol edilmesi gerekir (Alla, 2013: 333-354). Seramik restorasyonun doğal dişe adezyonu, restorasyonun dayanıklılığında da önemli bir rol oynamaktadır. Sabit restorasyonun başarısı, kullanılan yapıştırma simanına ve yapıştırma tekniğine bağlıdır (Zortuk, Bolpaca, Kilic, Ozdemir ve Aguloglu, 2010). Literatürde farklı yapıştırma simanları tanımlanmıştır (Dhillon, Tayal, Tayal, Amita ve Kaur, 2012; Gorodovsky ve Zidan, 1992). Seramik restorasyonların yapıştırılmasında cam iyonomer simanlar ve rezin simanlar sıklıkla kullanılan

materyallerdir (Gorodovsky ve Zidan, 1992; Ravi, Alla, Shammas ve Devarhubli, 2013). Seramik yüzeyi yapıştırma simanı ile yeterli bir bağlanma sağlanması amacı ile mekanik uygulamalar, kimyasal uygulamalar ya da her ikisinin kombinasyonu ile simantasyon öncesi hazırlanmalıdır (Santos Jr, Santos ve Rizkalla, 2009; Urabe, Rossouw, Titley ve Yamin, 1999). Mekanik uygulamalar hava abrazyonu/kumlama (Roulet, Soderhold ve Longmate, 1995), elmas kaplı taş ve frezler (Saracoglu, Cura ve Cotert, 2004), diskler ve lazer uygulamalarını içerir (Ersu, Yuzugullu, Yazici ve Canay, 2009; Guvenc, 2007). Bununla birlikte yüzeylerin aşırı pürüzlendirilmesinden kaçınılmalıdır. Çünkü aşırı pürüzlendirmeler yapıda çatlak oluşumuna ve bu çatlağın genişlemesiyle restorasyonda kırıklara neden olabilir. Seramik yüzeyine uygulanabilecek kimyasal yaklaşımlar ise mekanik retansiyonun ya da seramik yüzeyinin adeziv materyallere afinitesinin arttırılması amacı ile yüzeyin asit ile pürüzlendirilmesi olarak tanımlanır (Al Edris, Al Jabr, Cooley ve Barghi, 1990; Rochette, 1975). İlaveten yapılan çalışmalar seramik yüzeyine silan uygulanması gibi kimyasal uygulamaların kompozit rezinin bağlanmasını arttırdığını göstermiştir (Schmage, Nergiz, Herrmann ve Oscan, 2003). Dental seramiklerde bulunan silika, silanizasyon ile kompozit rezinin akrilik grubu ile kimyasal olarak birleşir (Ghassemi-Tary, 1979). Yapıştırma simanlarının seramiklere bağlanma dayanımlarının arttırılması amacıyla mekanik ve kimyasal uygulamaların kombinasyonu önerilmektedir (Santos Jr ve diğerleri, 2009).

2.2.4. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler içerikleri, hazırlama yöntemleri ve sinterleme ısıları gibi farklı özelliklere göre sınıflandırılabilir (McLaren ve Cao, 2009).

<u>Sinterleme ısılarına göre seramikler</u>

Dental seramikler fırınlama ısılarına göre;

- Yüksek ısı seramiği (>1300^{o}C)
- Orta ısı seramiği (1101^{o}C-1300^{o}C)
- Düşük ısı seramiği (850^{o}C-1100^{o}C)
- Ultra düşük ısı seramiği (<850^{o}C) şeklinde sınıflandırılabilirler (Çizelge 2.2)

Çizelge 2.2. Sinterleme ısılarına göre seramikler ve kullanım alanları (Helvey, 2013)

Porselen Tipi	Sinterleme ısısı	Klinik uygulamaları
Yüksek ısı seramiği	> 1300°C	Yapay dişler
Orta ısı seramiği	1101°C- 1300°C	Jaket kronlar, köprü ve inleyler
Düşük ısı seramiği	850°C - 1100°C	Metal destekli veneerler
Ultra düşük ısı seramiği	< 850°C	Titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılanlar

İçeriklerine göre seramikler

Seramikler içeriklerine göre üçe ayrılırlar. Bunlar; ağırlıklı olarak camdan oluşan seramikler, cam doldurucular içeren seramikler ve polikristalin yapıda seramiklerdir.

Ağırlıklı olarak cam içeren seramikler yüksek estetik özellik gösterirler. Üreticiler bazen mine ve dentinin optik özelliklerini taklit edebilmek amacı ile küçük miktarlarda doldurucu partiküller ilave edebilirler. Genel olarak doldurucu partikül miktarının arttırılması mekanik özellikleri arttırırken estetik özelliklerin azalması ile sonuçlanır. Polikristalin seramikler ise hiç cam içermezler ve porselen olarak tanımlanmazlar. Kristalin yapı bu seramik materyallere yüksek dayanıklılık sağlar ancak genellikle estetiği olumsuz etkilerler. Bu özellikler kompozit rezinler ile benzerlik gösterir. Genel olarak farklı materyallerin birleşiminden oluşan materyaller kompozit adını alır. Bu tanımlama ile seramikler de kompozittir. Kompozit rezinlerde olduğu gibi yüksek oranda doldurucu partikül ilavesi yapının dayanıklılığını arttırırken translüsentliğini azaltarak estetik özelliklerini olumsuz etkiler. Seramik materyallerde matriks camdır ve doldurucular da yüksek ısılarda eriyen kristalin partiküllerdir. Cam içermeyen polikristalin seramikler alüminyum oksit veya zirkonyum oksit matriksin yanında doldurucu olarak optik özellikleri etkileyen elementler içerirler.

Geleneksel dental seramikler silika bir ağ (SiO_2) ile potas feldspar (K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$), soda feldspar (Na_2O -Al_2O_3-$6SiO_2$) veya her ikisinin karışımını içerirler. Termal ekspansiyon katsayısını, çözünürlüğü, fırınlama ve sinterleme ısılarını kontrol etmek için renk pigmentleri, opaklaştırıcılar ve camlar ilave edilmiştir (Helvey, 2013).

Hazırlama yöntemlerine göre seramikler

Seramiklerin diğer bir sınıflandırma yöntemi de hazırlama tekniğine göre yapılan sınıflamadır.

Toz-likit karışımı

Seramik tozu ve likitinin (deiyonize su veya üreticinin hazırladığı sıvı) karıştırılması geleneksel hazırlama yöntemidir. Bu yöntem toz ve likitin karıştırılması ile elde edilen seramik hamurunun bir fırça ya da spatula yardımı ile seramik veya metal alt yapı üzerine yığılmasını içerir. Hazırlanan hamur vibrasyon ile yerleştirilir ve böylece fırınlama öncesi yapı içerisindeki artık suyun uzaklaşması sağlanır. Uygulama esnasında boşlukların elimine edilmesi önemlidir ancak her zaman tam olarak başarılamaz. Teknisyenin el hassasiyeti ile de bağlantılı olarak bir miktar su yapı içerisinde kalır ve bu da restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkiler. Restorasyon fırınlama esnasında bir miktar büzülmeye uğrar. Bu nedenle restorasyon hazırlanırken yaklaşık olarak %25 oranında daha fazla konturlu hazırlanır (Helvey, 2013).

Slip-casting yöntemi

1990 yılında tanımlanmıştır. Teknik, poröz bir kalıbın, üzerinde katı bir tabaka olıuşturmak amacı ile kapiller bir kuvet yardımı ile sıvı fazlı bir maddeyi içerisine çekmesi olarak tanımlanır. Kristalin alt yapı alümina (Al_2O_3), spinel (Mg/Al_2O_3) veya zirkonia-alümina ($12Ce\text{-}TZP/Al_2O_3$) olabilir. Bu yöntem ile üretilen restorasyonlar üretim esnasında daha az defekt oluşumu ve konvansiyonel feldspatik porselenler ile kıyaslandığında daha yüksek dayanıklılık gösterirler (Helvey, 2013).

Sıcak preslenmiş seramikler

1980 yılının sonlarında tanımlanmıştır. Teknisyene restorasyonu mum kalıp içerisinde hazırlama imkanı sunar. Kayıp mum tekniği kullanıldığında, teknisyenin ısıtılmış bir kalıp içerisine plastik hale gelmiş bir seramik materyali basınç altında yerleştirmesine olanak sağlar. Kullanılan seramik yüksek orana lösit cam veya preslenebilir seramik içerir. 2006 yılında tanımlanan lityum disilikat materyaller bu teknik ile kullanıma uygundur. Genellikle kullanılan yöntem mum ile hazırlanan restorasyona seramiğin ısı altında preslenmesi

şeklindedir. Takiben insizal bölge, mamelonların oluşturulması amacı ile kesilir. Fırınlama esnasında oluşan büzülmenin tolere edilmesi amacıyla restorasyon aşırı konturlu olarak hazırlanır (Helvey, 2013).

CAD/CAM tekniği

1990 yılının ortalarında CAD/CAM sistemleri ile uyumlu ilk tam seramik materyaller Nobel Biocare firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Materyal %99,9 oranında alümina kor yapı üzerinde feldspatik seramik içermektedir.

CAD/CAM sistemlerinin kullanımı hekimi aynı seansta hazırlanan preperasyonu ölçü almadan bilgisayar desteği ile tarama, restorasyonun dizaynı ve kazınarak bitirilmesi imkanını sağlamaktadır. İki farklı CAD/CAM yöntemi tanımlanmıştır. Birinci yöntem; toz halinde bulunan materyalin elektrik akımı yardımı ile model üzerine çökeltilmesini içerir. Bu yöntem hızlı prototipleme olarak da adlandırılır. Günümüzde sıklıkla kullanılan diğer yöntem ise katı bir seramik bloktan restorasyonun kazınarak elde edildiği yöntemdir. Bu yöntem ile kullanılan materyaller silika bazlı seramikler, infiltrasyon seramikleri, lityum disilikat seramikler, okside yüksek performans seramiklerdir. Örneğin lityum disilikat, lityum metasilikat halde kazınır, takiben 820^{o}C de fırınlanarak tamamlanır. Fırınlama esnasında metasilikat kristalleri disilikat kristallerine dönüşür. Kristalizasyon aşaması fiziksel kompozisyonu değiştirerek yapıyı güçlendirmenin yanında restorasyonun renginin de ideal hale gelmesini sağlar (Helvey, 2013).

2.2.5. Tam seramik restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar kimyasal kompozisyonlarına göre sınflandırılırlar. Bunlar cam seramikler, alümina esaslı seramikler ve zirkonya esaslı seramikler olarak üçe ayrılabilir (Conrad, Seong ve Pesun, 2007).

Cam seramikler

Feldspatik porselenler temel olarak kuartz, feldspat, kaolin ve temel komponent silika dioksitten oluşur (Fons-Font, Solá-Ruíz, Granell-Ruíz, Labaig-Rueda ve Martínez-González, 2006; Tinschert, Natt, Mautsch, Augthum ve Spiekermann, 2001). Feldspat silika dioksit (%60-64) ve alüminyum oksitin (%20-23) birleşiminden oluşur (Conrad ve diğerleri, 2007).

Feldspatik porselen içerdiği yüksek cam içeriğinden dolayı düşük fiziksel özellikler (eğilme dayanımı 60-70 MPa) gösterir. Bu nedenle de mekanik stresler altında kırılma eğilimi gösterir (Giordano ve McLaren, 2010). Feldspatik porselenden üretilen laminate veneerler dayanıklıklarını bağlandıkları mine dokusunun desteği ile sağlarlar (McLaren ve Whiteman, 2010). Bu materyaller kullanılarak minede hiç ya da çok az preperasyon yaparak, yaklaşık 0,5 mm kalınlığında restorasyonların hazırlanması mümkün olmaktadır. Feldspatik veneerin destek diş dokusu ile yeterli bağlanma dayanımının sağlanması için, destek diş dokusunun en az %50'sinin mine dokusunda olması ve restorasyon marjinlerinin en az %70'inin mine dokusunda sonlanması gerekmektedir (McLaren ve Whiteman, 2010). Feldspatik proselenler ile kıyaslandığında diğer cam seramikler daha yüksek kırılma dayanımı, ısısal değişenlere ve korozyona karşı daha yüksek direnç gösterirler. Artan mekanik özellikler, kristallerin büyüklüğü ve miktarının yanı sıra kristallerin ve camsı matriksin etkileşimine de bağlıdır. İnce kristallerden üretilen malzemeler genellikle daha güçlüdür. Cam seramikler, matriks içine gömülü kristallerin kimyasal kompozisyonuna ve miktarına bağlı olarak opak veya saydam olabilirler (Spear ve Holloway, 2008). Cam seramiklerin dayanıklılığı, camın içine düzgün bir şekilde dağılmış lösit ve lityum disilikat gibi uygun doldurucular ilave edilerek arttırılabilir (Guess ve diğerleri, 2011). Lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler optik özellikleri ve aside duyarlı olmaları nedeni ile veneer yapımında kullanılabilirler (Della Bona, 2009). Bu materyaller içerdikleri kristallerin düşük kırılma indekslerinden dolayı yüksek oranda, kristal içerseler dahi, translüsent özelliklerini korurlar (Guess ve diğerleri, 2011). Cam seramikler, kristallerin şekli ve hacmine bağlı olarak yüksek bükülme dayanımı gösterirler. Cam matriks içerisinde doldurucu olarak yüksek oranda, mikron boyutunda lösit ve lityum disilikat kristalleri bulunur (Conrad ve diğerleri, 2007). Cam seramikler kayıp mum tekniği, ısı ve basınç altında ya da CAD/CAM teknikleri kullanılarak üretilebilir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler (IPS Empress II—Ivoclar Vivadent) yaklaşık %70 oranında lityum disilikat içeren gerçek cam seramiklerdir (Kelly ve Benett, 2011). IPS e-max press (Ivoclar Vivadent), IPS Empress seramiklerinin basınç altında hazırlanan geliştirilmiş bir versiyonu olarak 2005 yılında tanıtılmıştır. Lityum disilikat içeren benzer yapıya sahip olmalarına rağmen, basınç altında üretilmiş olmaları fiziksel optik özelliklerinin gelişmesini sağlamıştır (Stappert, Att, Gerds ve Strub, 2006). IPS e-max seramiklerinin kristal oranı ve reaktif indeksi, IPS

Empress ve IPS Empress II seramiklerinden farklı olarak IPS e-max'ın daha translüsent olmasını sağlar (Heffernan, Aquillino, Diaz-Arnold, Haselton, Stanford ve Vargas, 2002).

Alümina içeren seramikler

Alümina esaslı sermikler, In-ceram porselenler ve Procera All Ceram'ı içermektedir.

In-Ceram Porselenler

In ceram bir döküm seramiktir. Refraktör day üzerine hazırlanmış güçlendirilmiş kor materyali içerir. Fırınlama esnasında kalıp küçülür, bu nedenle çekirdekten ayrılabilir. Bu tekniğe 'slip-casting' tekniği adı verilir. Bu aşamada çekirdek zayıf, gözenekli bir yapıdır. Materyalin dayanıklılığı lantan içeren bir cam hamurunun kor yapının dış yüzeyine uygulanması ve tekrar fırınlanması ile artırılır. Yeniden fırınlama esnasında cam poröz bir yapı haline gelir ve böylece boşluklar ortadan kalkarak materyal cam seramik bir kompozite dönüşür (Wassell, Walls ve Steele, 2002). Alümina ve camın termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar sıkışma streslerinin de gelişmesine neden olmuştur (Luo, Tian, Zhang ve Wang, 2002). In-ceram porselenler içeriklerine göre In-ceram alümina, In-ceram spinell ve In-ceram zirkonya olarak sınıflandırılabilirler.

Procera All-Ceram

Andersson ve Oden tarafından 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu materyal %99.9 saflıkta alüminyum oksit içeren coping kullanılarak üretilmiştir. Üretim aşamasında bu copingler geleneksel alümina seramik ile kaplanır (Fradeani, D'Amelio, Redemagni ve Corrado, 2005). Procera cam ve In-ceram seramikler ile karşılaştırıldığında 680 MPa gibi yüksek bir kırılma dayanımına sahiptir (Fons-Font ve diğerleri, 2006) ve basma dayanımı sadece zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerden daha düşüktür (Fradeani ve diğerleri, 2005). Heffernan ve diğerleri (2002)Procere All-Ceram'ın In-ceram alümina ve zirkonya'dan daha yüksek translüsensi gösterdiğini belirtmişlerdir. Procera all-ceram restorasyonları, kuru presleme tekniği kullanılarak üretilir. Çalışma modeli, preperasyonun 3 boyutlu şeklini tanımlamak için taranır. Elde edilen veriler kuru presleme öncesi %20 oranında büyütülmüş olarak kazınmak üzere kazıma ünitesine gönderilir (Esquivel-Upshaw, Chai, Sansano ve Shonberg, 2001; Fradeani ve diğerleri, 2005). Yüksek saflıkta bir alüminyum oksit tozu kalıp içerisinde mekanik olarak sıkıştırılır ve 1550 ^{o}C'de sinterlenir. Bu esnada

pörozite ortadan kalkarak kor yapı çalışma modelinin boyutlarına ulaşır (Esquivel-Upshaw ve diğerleri, 2001; May, Russell, Razzoog ve Lang, 1998). Kompozit rezin simanların alümina esaslı seramiklere bağlanma dayanımlarının arttırılması amacı ile farklı yüzey hazırlama işlemleri değerlendirilmiştir. Bu seramiklerin hidroflorik asitle aşınmaya karşı hassas olmadığı, bu nedenle alümina bazlı seramiklerin pürüzlendirilmesinde etkili bir yöntem olarak air abrazyon ile ön işlem yapılması gerektiği belirtilmiştir (Awliya, Odén, Yaman, Dennison ve Razzoog, 1998).

Zirkonya esaslı seramikler

Zirkonya esaslı seramikler, cam içermeyen polikristalin yapıda materyallerdir. Tüm atomlar, camlarda bulunan daha az yoğun ve düzensiz ağ yapısına oranla daha düzenli kristalin kümeler halinde dizilirler. Bu sayede polikristalin yapıdaki seramikler cam esaslı seramiklere oranla çok daha güçlüdürler. Bilgisayar destekli üretim teknolojisi kullanıma girmeden önce polikristalin esaslı protezlerin üretimi mümkün değildi (Kelly, 2008). Zirkonya esaslı seramiklerin kor yapısı metaller ile benzer radyoopasite gösterir (Raigrodski, 2004). CAD/CAM sistemleri kullanılarak yitriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) iki farklı yöntem ile üretilebilir. İlk yöntemde restorasyon, zirkonyumun homojen seramik yumuşak yeşil gövdesinden kazınabilir (Sundh, Molin ve Sjögren, 2005). Restorasyon sinterleme esnasında %20-25 oranında büzülmeye uğrar. Bu nedenle kazıma işlemi hacimsel olarak %20-25 oranında daha büyük olarak tamamlanır (Piwowarczyk, Ottl, Lauer ve Kuretzky, 2005). Daha yumuşak blokların kullanılması hem kazıma işlemlerinin süresinin kısaltılmasını, hem de kazıma için kullanılacak frezin ömrünün uzamasını sağlar. İkinci yöntemde ise, restorasyon sinterlenmiş kalıplardan gerçek boyutlarında kazınarak elde edilir (Piwowarczyk ve diğerleri, 2005; Sundh ve diğerleri, 2005). Ancak bu yöntem materyalin mikroyapısını ve dayanıklılığını tehlikeye atabilir (Luthardt, Holzhüter, Rudolph, Herold ve Walter, 2004). Zirkonya çekirdeğini daha yumuşak durumda kazıyan ve daha sonra sinterleyen bir sistem, sinterlenmiş halde çekirdeği kazıyan sistemden daha üstündür. Bunun sebebi, restorasyonun beklenen klinik ömrünü önemli ölçüde kısaltacak olan yüzey hasarı ile sonuçlanabilecek daha zorlu ve yüksek ısı oluşturan kazıma işlemi gereksinimidir (Rekow ve Thompson, 2005).

Sinterlenmemiş bloğun kulanılması daha kısa sürede ve daha az ısı oluşumu ile gerçekleştirilebilecek bir kazıma işlemi sağlar (Donovan, 2008).

2.2.6. CAD/CAM

CAD/CAM sistemleri ile kullanılan seramikler

Bir CAD / CAM sistemi, tarama, tasarlama ve kazıma içeren bir işlem zincirinden oluşur. Tarama cihazı prepare edilen dişlerin şeklini voksellere (3-D bilgi birimi) dönüştürür. Operatör, kazıma ünitesine bağlı bir bilgisayar yardımı ile restorasyonun üç boyutlu şeklini tasarlar (Freedman ve Quinn, 2007).

CAD / CAM teknolojisinin gelişimi yeni nesil kazınabilir seramiklerin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu sistemin avantajları ölçü gereksiniminin olmaması, buna bağlı olarak hekim ve hastanın ünit başında geçirdiği zamanının azalması ve hasta, hekim ve teknisyenin çapraz kontaminasyondan korunması olarak sayılabilir (Freedman ve Quinn, 2007; Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama ve Tamaki, 2009; Mörmann, 2006; Taskonak, Anusavice ve Mecholsky, 2004). Dr. Duret, CAD / CAM sisteminin geliştirilmesinde yoğun bir şekilde çalışmış (Duret ve Preston, 1991) ve diş hekimliğinde CAD / CAM sisteminin geliştirilmesine yol açan Sopha sistemini geliştirmiştir (Miyazaki ve diğerleri, 2009). Tüm seramik restorasyonların hazırlanmasında kullanılan en popüler sistemler arasında CEREC™ (Siemens, Bensheim, Almanya) sistemi, Celay (Mikrona Technologie, Spreitenbach, İsviçre) sistemi ve Procera Alceram (Noble Biocare, ABD) sistemi sayılabilir. CEREC™ sistemi Dr. Moermann tarafından geliştirilmiştir (Mörmann ve diğerleri, 1989). CEREC™, "Ünit Başında Ekonomik Estetik Seramik Restorasyonu" anlamına gelir ve ilk tam operasyonel CAD / CAM seramik sistemidir. Bu sistemde iki ticari malzeme mevcuttur. Bu materyaller Vita Mark II (Vident, Balsdwin Park, CA, ABD) ve Dicor MGC (Dentsply International, Inc., York, PA, ABD)'dir. Vita mark II temel kristalin fazı olarak sanidin ($KAlSi_3O_8$) içerir. Sanidin, seramiklere daha fazla opaklık kazandırır. Dicor™ MGC, imalat tekniğinde farklılıklar içeren Dicor'a benzer işlenebilir bir cam seramiktir. Bu materyal %70 oranında tetrasilisik floromika kristalleri içerir. Bu yüksek kristalin içeriği artmış mekanik özellik sağlar (Grossman, 1991). Restorasyonun üretimi, prepare edilen diş yüzeyinin taranmasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını içerir. Restorasyon bilgisayarda tasarlanır ve seramik blok kazıma ünitesinde tasarlanan şekilde kazınır.

Kırılma direncinin arttırılması amacı ile CAD/CAM sistemleri kullanılarak hazırlanan tam seramik restorasyonların simantasyonunda adeziv rezin simanlar kullanılır (Dhillon ve diğerleri, 2012; DV, Alla, Alluri ve MAKV, 2014) . Yapılan pek çok çalışma Digor MGC'nin kırılma direncinin simanın film kalınlığından bağımsız olduğunu göstermiştir (Scherrer , de Rijk , Belser ve Meyer, 1994). Celay sistemi rezin analoglardan seramik inlay veya onlayların üretilmesi için kopya kazıma teknolojisini kullanır. Bu sistem prepere edilmiş diş veya day üzerine rezin inlay veya onlay'ın doğrudan pantografik olarak aktarılması ile çalışır. Ticari olarak temin edilebilen Celay™ sistem malzemesi Vita-Celay'dır (Vident, Baldwin Park, CA, ABD). Sanidine, materyal içerisindeki temel kristalin fazdır. Günümüzde Vident firması Celay™ sistemi ile kullanılabilen In-Ceram önceden sinterlenmiş döküm alümina blokları (Vident, Baldwin Park, CA, ABD) piyasaya sürmüştür. Bu materyal ağırlıklı olarak kron ve sabit bölümlü protez yapımında kullanılır (McLaren ve Sorensen, 1995). Dr. Andersson tarafından geliştirilen Procera™ All Ceram System (Nobel Biocare, ABD) sistemi (Andersson ve Oden, 1993), bir ağ bağlantısı kullanarak dış kaynaklı imalat sağlayan ilk sistemdir. Sistemde elde edilen model taranır ve veriler internet üzerinden laboratuvara gönderilir. Laboratuvar aşamasında, fırınlama esnasında meydana gelen büzülmeyi telafi etmek için restorasyon normal boyutlarından büyük kazınır. Alüminyum oksit tozu kalıp içerisinde hazırlanır ve elde edilen kalıp bilgisayar kontrollü bir freze ünitesinde kazınır (Andersson ve Oden, 1993; Mantri ve Bhasin, 2010). Kazıma tekniğini kullanan diğer sistemler lazer bir tarayıcı içeren DCS Precident™ sistem, CAD ünitesi içermeyen Cercon™ sistemi ve CICERO™ (Bilgisayarlı Kuron Rekonstrüksiyonu) sistemleridir. Lava™ CAD / CAM Sistemi (3M ESPE, St. Paul, Minnesouta, ABD) ise daha güncel bir sistemdir. Bu sistem Y-TZP (Yitriyum ile güçlendirilmiş tetragonal zirkonya) blokların kazınmasında kullanılmaktadır. Lava™ sistemi bilgileri dijitalleştirmek için bir lazer optik sistemi kullanır. Lava™ CAD yazılımı preperasyon marjinlerini otomatik olarak bulur ve uygun bir pontik önerir. CAM ünitesi ise restorasyonu, büzülmeyi telafi etmek amacı ile biraz aşırı konturlu olarak kazır (Mantri ve Bhasin, 2010).

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan seramik protezler tek seansta hastaya teslim edilebilir. Ancak sistemin ilave pahalı ekipman gerektirmesi, tasarım aşaması için ilave vakit ve tecrübe gerektirmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (Miyazaki ve diğerleri, 2009).

CAD/CAM ile kullanılan seramikler

CAD/CAM sistemlerinin artan klinik kullanımları bu sistemler ile kullanılabilecek tam seramik materyallerin de geliştirilmesinin önünü açmıştır. Feldspatik cam seramik ve cam infiltre seramikler hem geleneksel laboratuar yöntemleri hem de CAD / CAM sistemleri ile kullanılabilir. Bu sistemler ayrıca InCeram™ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) gibi %90'a kadar ulaşabilen oranlarda güçlendirilmiş seramik içeren ürünlerin ve polikristain seramiklerin de kullanımına olanak tanımıştır (Liu ve Essig, 2008). Ayrıca endüstriyel olarak imal edilen bloklar daha az kusur içerirler ve daha homojendirler. CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar diğer geleneksel restorasyonlar ile kıyaslanabilecek estetik ve fiziksel özelliklere sahiptirler (Hickel ve Manart, 2001; Manhart, Chen, Hamm ve Hickel, 2004).

CAD/CAM cam seramikler

CAD/CAM ile kullanılabilen feldspatik seramikler

CAD/CAM sistemi kullanılarak hazırlanan ilk inlay, ince taneli feldspatik seramik içeren bir blok kullanılarak 1985'te üretilmiştir (Vita™ Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Mormann ve Bindl, 2002). Blok kazıma işlemi öncesi tamamen sinterlenmiştir. Bu CAD / CAM inleyler ve onleylerin klinik performansı 10 yıllık prospektif bir çalışmada değerlendirilmiş ve %90,4 başarı oranı elde edildiği belirtilmiştir (Otto ve de Nisco, 2002). Ancak 2 yıl sonunda restorasyonda %36'ya varan oranda kırıklar gözlenebildiği belirtilmiştir. Vita™ Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1991 yılında CEREC (CerecTM 1 – Siemens GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi için daha iyi mekanik özellikler (Liu ve Essig, 2008) sağlamak amacı ile geliştirilmiştir. Ürünün başlangıçta 100 Mpa (Bindl, Lüthy ve Mörmann, 2003) olan bükülme dayanımı glaze işlemi sonrası 160 MPa ya ulaşabilmektedir (Giordano , 2006). Vita™ Mark II inleyler ile yapılan klinik çalışmalar 5 yılda %94,7, 8 yılda %90,6 ve 10 yılda %85,7-89 oranlarında başarı göstermiştir (Pallesen ve van Dijken, 2000; Sjögren, Molin ve van Dijken, 2004).

CAD/CAM ve mika esaslı seramikler

Mika mineralleri, Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al'in çeşitli karmaşık formüllerini içeren bir grup silikat (fillosilikat) mineralleridir (Matinlinna, 2013: 129-160). Dicor™ (Dentsply, York,

ABD) hem laboratuvarda hem de CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen mika esaslı bir seramik ürünüdür. CAD/CAM için üretilen Dicor™ MGC %70'e ulaşabilen oranlarda kristalin faza sahiptir ve yaklaşık %45 oranında kristalin faza sahip Dicor™ ile kıyaslandığında yaklaşık 229 MPa 'ya kadar artmış bükülme dayanımı böylece açıklanabilir (Seghi ve Sorensen, 1995).

CAD/CAM ve lösit ile güçlendirilmiş seramikler

ProCAD™ (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1998 yılında CEREC™ inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Ürün sıcak presleme tekniği kullanılarak üretilen Empress™ (Ivoclar-Vivadent) ile benzer yapıya sahip lösit ile güçlendirilmiş bir seramiktir. Marjinal boşluk, iç uyum ve kırılma dayanımı *in vitro* bir çalışmada da Empress™ ile karşılaştırılmıştır (Keshvad ve diğerleri, 2011). Parsiyel kronların 1-4 yıllık sağ kalımlarının değerlendirildiği bir klinik çalışmada kronların 2 yıllık başarı oranının %100 olduğu ve restorasyonlarda hiçbir kırık izlenmediği rapor edilmiştir (Denissen , El-Zohairy, van Waas ve Feilzer , 2002).

CAD/CAM ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

lityum disilikat yaklaşık olarak 350-450 MPa arasında bükülme dayanımı gösterir. Bu lösit ile güçlendirilmiş seramiklerden daha yüksektir (Ho ve Matinlinna, 2011). 2006 yılında piyasaya sürülen IPS™ e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) tek seansta monolitik bir restorasyon yapmaya olanak sağlayan lityum disikat esaslı bir üründür. Bloklar, cam endüstrisinde kullanılan basınçlı döküm tekniğine dayanan bir işlem ile üretilmektedir. A-D renklerinde ve ağartılmış tonlarda, farklı üç farklı opasite derecesinde ve prekristalize mavi formda üretilmektedirler. Mavi seramik metasilikat ve lityum disilikat çekirdekleri içerir ve 130 ± 30 MPa bükülme dayanımı gösterir. Bu formda, blok kolaylıkla kazınabilir. Takiben restorasyon 20-25 dakika boyunca vakum altında 850 °C'de seramik fırınında yeniden kristalleştirilir. Bu ısıl işlem sırasında metasilikatlar çözülür, lityum disilikat kristalleşir ve seramik aynı zamanda sırlanır (glaze). Blok ayrıca maviden seçilen translüsentliğe ve renge doğru değişir. Bu aşamada seramik, yaklaşık olarak 1,5 mm boyutunda hacimsel olarak %70 oranında kristaller içerir ve bükülme dayanımı 360 MPa ya hızlıca ulaşır (Culp ve

McLaren, 2010). Laboratuvar çalışmaları tam anatomik formda hazırlanan e.max™ CAD kronların yükleme siklusuna dayanıklılık gösterebildiğini (Guess ve diğerleri, 2010) ve kırılma dayanımının ProCAD™ ve Empress™ CAD'den yüksek olduğunu bildirmiştir (Asai, Kazama, Fukushima ve Okiji, 2010). Materyal inley, onley, veneer, anterior ve posterior kronlar ve implant üstü restorasyonlarda kullanıma uygundur (Tysowsky, 2009). E.max™ CAD ile yapılan kısa dönem klinik çalışmalarda, %97,4 (Reich, Fischer, Sobotta, Klapper ve Gozdowski, 2010)oranında klinik başarı rapor edilirken bu oran 2 yıl takipli çalışmalarda %100 (Fasbinder , Dennison, Heys ve Neiva, 2010) olarak belirtilmiştir. Araştırmacılar hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulamasının (Ho ve Matinlinna, 2011) diş dokusuna mikrogerilim bağlanma değerlerini arttırdığını belirtmiştir (Filho, Vieira, Arau´ jo ve Monteiro Ju´ nior , 2004).

CAD/CAM ve cam infiltre alümina ve zirkonya seramikler

Vita™ InCeram Classic grubu seramikler (InCeram™ Alumina, Spinell and Zirconia, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) slip-casting yöntemi ile hazırlanan, cam infiltre seramiklerdir. Materyaller 1993'ten beri CAD/CAM sistemleri ile de kullanılmaktadır. Bloklar, seramik tozunun bir kalıba preslenmesi ve açık gözenekli mikro yapıya ulaşılana kadar sıkıştırılması ile üretilir. Makro gözeneklerin sayısı slip-casting tekniğine kıyasla daha düşük ama daha homojendir (Apholt, Bindl, Lüthy ve Mörmann , 2001). Materyal daha sonra sinterlenir. InCeram™ Alumina, Spinell and Zirkonya seramiklerin bükülme dayanımları sırası ile 450–600 MPa, 350 MPa, and 700 MPa olarak belirtilmiştir (Giordano , 2006). CAD/ CAM ile kullanılan InCeram™ Spinell seramiklerin 5 yıllık başarı oranları 91,7% (Bindl ve Mörmann, 2004) - 100% (Bindl ve Mörmann, 2002)olarak rapor edilmiştir. Bu materyal, bu grup seramikler arasında en saydam materyaldir ve tek diş ön ve arka grup kronlar için uygundur. CEREC™ 2 sistemi (Sirona, Beinsheim, Almanya) kullanılarak hazırlanan molar ve premolar kronların 5 yıllık başarı oranları %92 olarak bildirilmiştir (Bindl ve Mörmann, 2002). CAD/CAM ile kullanılan InCeram™ zirkonyum materyaller alümina ile güçlendirilmiş cam infiltre zirkonya (ZrO_2) materyallere örnektir ve bu grubun en yüksek dayanıklılığa sahip ürünüdür (Chong, Chai, Takahashi ve Wozniak, 2002). Ancak zirkonyanın opasitesi materyalin kullanımını posterior bölge tek kronlar veya tek gövdeli köprüler ile sınırlamaktadır (Heffernan ve diğerleri, 2002).

CAD/CAM ile kullanılan polikristalin yapıda alümina ve zirkonya

Alümina ve zirkonya gibi polikristalin yapıda seramiklerde kristallerin arasında camsı matriks bulunmaz ve tüm kristaller düzenli bir şekilde sıralanır, sonra sinterlenir (Giordano ve McLaren, 2010; Kelly ve Benett, 2011). Yoğun kristal ağ, çatlak yayılımını engelleyerek üstün mekanik özellikler elde edilmesini sağlar. Üstün fiziksel özellikler ve dayanıklılık aynı zamanda iyi uyumlu protezlerin CAD/CAM sistemleri olmadan üretilemeyeceği anlamına da gelir. Polikristalin seramikler doğal olarak daha opak yapıdadırlar ve kron ve köprü restorasyonların hazırlanmasında ideal estetik sonuç elde edilmesi için ikinci bir seramik veneer tabakası altında alt yapı malzemesi olarak kullanılırlar (Kelly ve Benett, 2011). Tamamen sinterlenmiş malzeme sıcak izostatik presleme ile hazırlanır (Li, Liao ve Hermansson, 1996). Bu işlem, seramik tozunun kapsüllendiği bir sisteme yüksek izostatik basınç işlemi uygulanarak gerçekleştirilir. Yüksek basınç sinterleme esnasında da uygulanır. Bu sayede kazıma esnasında restorasyon gerçek boyutlarında hazırlanabilir. Bu tür blokların kazınması, sert kazıma adını alır (Miyazaki, Nakamura, Matsumura, Ban ve Kobayashi, 2013).

2.2.7. Seramik laminate veneerler

1983'te Charles Pincus tarafından tanıtıldığından beri (Pincus, 1938), seramik laminate veneeer restorasyonların ön dişlerin tedavisinde dayanıklı ve estetik bir tedavi prosedürü olduğu kanıtlanmıştır. Metal destekli seramikler veya tam seramik restorasyonlara alternatif olarak seramik laminate veneer restorasyonların kullanımı rekonstrüktif diş hekimliğinde minimal invaziv bir tedavi seçeneğidir. Laminate veneer restorasyonların diş dokularına tutunması sadece adezyon temelli olduğundan, rezin yapıştırma simanlarının hem mine ve dentin dokusuna, hem de seramik yüzeyine bağlanma dayanımı oldukça önemlidir. Mine yüzeyinde fosforik asit ile pürüzlendirme sonrası adeziv rezin uygulanarak kullanılan yapıştırma simanlarının 40’MPa ya ulaşan güvenilir bağlanma sağladıkları gösterilmiştir (Dumfahrt ve Schäffer, 2000; Fradeani, Redemagni ve Corrado, 2005; De Munck ve diğerleri, 2005; Peumans, Meerbeek van, Lambrechts ve Vanherle, 2000). Ayrıca cam seramik veneerlerin bağlantı yüzeylerine hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulanması rezin simanın mineye gösterdiği bağlantı değerlerine benzer ya da daha yüksek bağlantı değerleri elde edilmesini sağlamıştır (Calamia, 1983; Horn, 1983). Uzun

dönem suda bekletme veya termal yaşlandırma işlemleri sonrası yapılan bağlanma kuvvetlerindeki değerlendirmeler umut verici sonuçlar vermiştir (Blatz ve diğerleri 2003).

Seramik laminate veneer materyaller

Anterior dişlerdeki estetiğin laminate veneer uygulaması ile iyileştirilmesi amaçlandığında translüsent özelliği ve ince yaprak şeklinde üretime izin vermesi nedeni ile iki tip materyal kullanımı endikedir. Bu materyaller aynı zamanda CAD/CAM sistemleri ile de kullanılabilen sinterlenmiş feldspatik porselen ve preslenebilen seramiklerdir (Donovan, 2008; McLaren ve Whiteman, 2010; Soares, Soares, Pereira ve Fonseca, 2005). Seramikler saydamdan opağa kadar değişen renk özelliklerinde olabilir. Genel olarak camsı mikroyapı (nonkristalin) seramiğin daha saydam olmasını sağlarken, kristalin yapı daha fazla opaklık verir. Saydamlığı etkileyen diğer özellikler; partikül büyüklüğü, partikül yoğunluğu, kırılma indisi ve pörözite olarak sayılabilir (Giordano ve McLaren, 2010).

Seramik laminate veneerlerde başarısızlık oranları ve nedenleri

Ön dişlerdeki estetik sorunların tedavisinde porselen laminate veneerler 1980'li yıllardan günümüze konservatif bir tedavi yaklaşımı olarak uygulanmaktadır. Bir dizi orta vadeli klinik çalışmada, mükemmel estetik uyumları, yüksek hasta memnuniyeti ve diş eti uyumu ile bu restorasyonların olumlu klinik performansları gösterilmiştir (Belser, Magne ve Magne, 1997; Strassler, 2007). Pek çok araştırmacı düşük başarısızlık rapor etmiştir (%0–%7) (Peumans ve diğerleri, 2004). Bazı araştırmacılar ise muhtemelen olumsuz oklüzyon ve artikülasyon, diş dokusunun aşırı kaybı, uygun olmayan ağartıcı ajanların kullanımı, hazırlıksız dişler ve büyük açığa çıkarılmış dentin yüzeylerine kısmi bağlanma gibi bazı predispozan faktörler nedeniyle daha yüksek başarısızlık rapor etmiştir (%14-%33) (Walls, 1995), Bununla birlikte, porselen veneerler, doğru hasta seçimi titiz bir klinik prosedür uygulandığında direkt kompozit veneerlerden daha dayanıklı olarak kabul edilir (Peumans ve diğerleri, 2000; Peumans, De Munck, Fieuws, Lambrecht, Vanherle, & Van Meerbeek, 2004). Della Bona ve Kelly (Della Bona ve Kelly, 2008) tam seramik restorasyonları kanıta dayalı olarak değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar seramiklerin 5 yıllık değerlendirmede %5'ten daha az başarısızlık (retansiyon kaybı veya kırık) oranı ile veneer restorasyonlar için uygun olduğunu rapor etmişlerdir (Della Bona ve Kelly, 2008; Peumans ve diğerleri, 2004). Diğer araştırmacılar ise, feldspatik porselenlerin 5, 10 ve 12 yılda sırasıyla %96,

%93 ve % 91 oranları ile benzer klinik başarı gösterdiklerini belirtmişlerdir (Fradeani ve diğerleri, 2005; Layton ve Walton, 2007). Mekanik ve biyolojik bozulma nedenlerin %31'i estetik, %31'i mekanik, %12,5'u periodontal, %12,5'u retansiyon kaybı, %6'sı çürük ve %6'sı ise diş dokularında meydana gelen kırıklar nedeni iledir (Della Bona, 2009). Laminate veneer uygulamaları konservatif tedavinin ilk seçenek olduğu vakalarda ilk tercih edilecek restoratif materyaldir. 5 yıllık klinik takipte hem feldspatik porselenler hem de cam infiltre seramikler sırasıyla %96 ve %98 oranlarında klinik başarı göstermiştir (Della Bona ve Kelly, 2008; Fradeani ve diğerleri, 2005). Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemleri restorasyonların üretimini kolaylaştırmaktadır. CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar, kullanılan seramik blokların geniş renk seçenekleri ve mineyi taklit edebilen saydamlık özellikleri ile doğal bir görünüme sahiptir (Davidowitz ve Kotick, 2011; Seydler ve Schimitter, 2011). 1980'li yıllardan günümüze kadar uniform bir materyal kalitesine olan ihtiyaç, üretim maliyetlerindeki azalma ve üretim aşamasının standardizasyonunun sağlanabilmesi CAD/CAM sistemlerin geleneksel üretim tekniklerinin yerini almasını sağlayan araştırmaları teşvik etmiştir (Wittneben, Wright, Weber ve Gallucci, 2009). CAD/CAM restorasyonların klinik başarıları geleneksel restorasyonlar kadar yüksek bulunmuştur. Hastaların %98.8'i CAD/CAM ile üretilmiş restorasyonlarını başarılı olarak tanımlamaktadır (Wiedhahn, Kerschbaum ve Fasbinder, 2005). Sonuç olarak CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonlar, kullanılan seramik blokların üretim aşamasında hatalardan arındırılmış olmaları ve bilgisayar destekli tasarım ile ideal bir restorasyon destek diş dokusu uyumu sağlanabilmesi nedeni ile kaliteli ve başarılı olarak kabul edilmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

2.3. Seramik Restorasyonların Tamiri

Son 10-20 yıl süresince hastaların estetik beklentilerinin ve metal desteksiz restorasyon taleplerinin artması tam seramik restorasyonların da klinik kullanımlarının artması ile sonuçlanmıştır (McLean ve Odont, 2001). Seramik materyallerin kullanımlarının artmasının bir sonucu olarak başarısızlık sayısı da diş hekimlerinin ve teknisyenlerin ideal estetik tasarıma ulaşma girişimleri nedeniyle artmıştır (Fischer ve Marx, 2002). Başarısızlıklar ısırma esnasında dişler arasında sıkışan sert partiküllerin oluşturduğu yüksek lokalize stresler sonucunda meydana gelmektedir (Thompson , Anusavice, Naman ve Morris, 1994). Günümüzde tam seramik restorasyonlarda meydana gelen

başarısızlıkların en büyük nedeni yapı içindeki mikroçatlaklar ve materyalin kırılmaya olan eğilimidir (Moffa, 1988).

Dumfahrt ve Schäffer (2000), porselen veneerlerin 5 ve 10,5 yıllık klinik başarılarını sırasıyla %97 ve %91 olarak rapor etmişlerdir. Porselen veneerlerin en temel başarısızlık nedenini ise seramik kırıkları olarak belirtmişlerdir (Strassler ve Weiner, 1995). Setcos ve diğerleri (2004) hatalı restorasyonlar için tedavi yaklaşımlarını; (1) Tedavi gereksinimi yok (izleme); (2) Düzeltme (yeni restoratif materyal ilave etmeden); (3) Onarma (yeni restoratif materyal ilave ederek); ve (4) Yenileme olarak tanımlamışlardır. Kusurlu bir seramik retorasyonun değiştirilmesi her zaman gerekli değildir. En pratik çözüm, kor yapı uzaklaştırılırken ilave diş dokusu kaybı ve diş dokusunda meydana gelebilecek travma göz önünde bulundurulduğunda seramiğin onarılması olarak belirtilmiştir (Zhukovsky, Godder, Settembrini ve Scherer, 1996). Sonuç olarak çatlamış veya parsiyel olarak kırılmış bir seramik restorasyon değerlendirilirken tamir seçeneği mutlaka tamamen değiştirilme seçeneğinden önce değerlendirilmelidir (Latta ve Barkmeier, 2000; Ozcan ve Niedermeier, 2002). Porselen kırığı genellikle acil tedavi olarak kabul edilir ve restorasyon süreci diş hekimine bazı zorlukları da beraberinde getirir. Porselen üretiminin doğası gereği, yeni porselen materyal tamir amacı ile ağız içinde eski restorasyona ilave edilemez. Ağız içi tamir seçenekleri restorasyonun tamamımın yenilenmesi yerine hastanın mevcut restorasyonunun onarılmasını içerir. Mümkün olduğunda estetik ve fonksiyonel onarım zaman alan ve pahalı yenileme prosedürlerine göre önemli avantajlar sağlar (Freilich, Karmaker, Burstone ve Goldberg, 1998).

İdeal bir onarım için eski mevcut restorasyon ve tamir materyali arasında kuvvetli bir bağlanma sağlanmalıdır. Restorasyonun uygun yüzey özellikleri, adeziv rezin ve restoratif materyalin doğru seçimi ön koşullardır. Eski restorasyon yüzeyine yeterli bağlanma sağlayabilmek, makro ve mikro retansiyon ve/veya kimyasal adhezyon sağlanması için yüzey hazırlama işlemleri uygulanmalıdır. Makromekanik retansiyon; retansiyon olukları, underkatlar veya kaba elmas frezler kullanılarak yüzeyde yapılan aşındırmalar ile sağlanabilir. Mikromekanik retansiyon ise asit ile pürüzlendirme (fosforik asit veya hidroflorik asit) veya alümina veya alümina kaplı silika partikülleri ile hava abrazyonu yöntemleri ile uygulanabilir. İlave olarak silan bağlantı ajanları gibi özel primerler

uygulanarak rezin ve inorganik doldurucu partiküller arasında da kimyasal bağlantı sağlanabilir (Loomans ve Ozcan, 2016).

2.3.1. Kompozit rezin kullanılarak porselen tamirinde yüzey hazırlama teknikleri

Makromekanik yüzey hazırlama

Elmas frez ile pürüzlendirme

Düşük devirli el aletlerinin seramik kenarlarında çatlak ve fissür oluşturma riskinden dolayı elmas frez ile pürüzlendirme işlemi yüksek hızda çalışan aletler kullanılarak gerçekleştirilmelidir. Daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmesi amacı ile elmas frez ile pürüzlendirme işlemleri diğer yüzey hazırlama işlemleri ile birlikte uygulanmalıdır (Pameijer, Louw ve Fisher, 1996).

Mikromekanik yüzey hazırlama işlemleri

Asit ile pürüzlendirme

Asit ile pürüzlendirme işlemi temiz bir bağlantı yüzeyi elde edilmesini sağlar ve materyal yüzeyinde bağlanma dayanımını arttıran mikroretansiyon alanları elde edilmesini sağlar. Bu amaçla aşağıdaki formülasyonlarda asitler kullanılabilir;

Hidroflorik asit

Hidroflorik asit, kompozit rezin ile mikromekanik bağlanma sağlayabilmek amacı ile retantif alanlar oluşturabilmek için geleneksel seramik materyallerin cam fazına etki eder (Filho ve diğerleri,n2004). Della Bona ve diğerleri (2004), kompozit rezin simanların bağlanma dayanımının asit ile pürüzlendirme yardımı ile seramik yüzeyinin pürüzlülüğünün arttırılması sonrasında arttığını bildirmişlerdir. %2,5-10 aralığında hidroflorik asit solüsyonlarının 1-4 dakika uygulanması ideal olarak kabul edilmiştir (Canay, Hersek ve Ertan, 2001). Nagayassu ve diğerleri (2006), hidroflorik asitin iki dakika uygulanmasının rezin simanın porselen yüzeyine mikromekanik retansiyonunu arttırarak bağlantıyı olumlu yönde etkilediğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar asitin 4 dakika uygulanmasının 2 dakika uygulamaya kıyasla bağlanmayı olumsuz etkilediğini, bunun nedeninin ise aşırı asitlemenin bağlantı arayüzünde strese neden olması ve seramik yüzeyini zayıflatması olabileceğini belirtmişlerdir (Canay ve diğerleri, 2001). Hidroflorik

asit, cilt temasında ciddi hasara neden olan zehirli bir kimyasaldır (Meldrum, 1999). Hidroflorik asitin zararlı etkilerinden korunmak için asidüle fosfat florit veya fosforik asitin seramik yüzeylerinde kullanılması gündeme gelmiş ancak bağlanma kuvvetinin arttırılmasına olan etkileri yeterli görülmemiştir (Kato, Matsumura ve Astuta, 2000). Della Bona ve diğerleri (2003) IPS Empress I ve II seramik yüzeylerine %9,5'luk hidroflorik asit uygulanmasının %4'lük asidüle fosfat florit uygulaması ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanımında anlamlı artışa neden olduğunu belirtmişlerdir. Alüminyum oksit (Al_2O_3) veya zirkonyum oksit (ZrO_2) bazlı yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin fiziksel özellikleri ve yapısı silika bazlı seramiklerden oldukça farklıdır (Soares ve diğerleri, 2005). Her ne kadar hidroflorik asit uygulaması feldspatik seramikler ile rezin simanların bağlanmasında olumlu etki gösterse de yüksek dayanıklılığa sahip seramikler üzerinde materyallerin silikon oksit fazı içermemesi nedeni ile bağlanma dayanımına etkisi gözlenmemiştir (Janda, Roulet, Wulf ve Tiller, 2003; Valandro ve diğerleri, 2006). Bu nedenle rezin siman ile güçlü, uzun süreli ve dayanıklı bir bağlanma elde etmek için alternatif bağlama tekniklerine ihtiyaç vardır (Awliya ve diğerleri, 1998; Derand, Molin ve Kvam, 2006). Hidroflorik asit ile yüzey hazırlama işlemi, düşük silika içeriği nedeniyle alümina bazlı seramik restorasyonlarda yüzeyel mikromekanik retansiyon alanları oluşturarak tutulumunu arttırır (Awliya ve diğerleri, 1998; Ozcan, Alkumru ve Gemalmaz, 2001). Kimyasal gerçeklere dayanarak, hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi sadece silika bazlı seramik veya camlarla aşağıdaki reaksiyon denklemine göre mümkündür ;

$6H_2F_2 + 2SiO_2 \rightarrow 2H_2SiF_6 + 4H_2O$

Bu reaksiyon kesinlikle alümina veya zirkonyada gerçekleşmez. Bu nedenle bu tür materyallerde bağlanma dayanımının arttırılması amacı ile diğer bağlanma teknikleri kullanılmalıdır (Janda ve diğerleri, 2003).

Fosforik asit

%37'lik fosforik asit uygulamasını takiben silan uygulaması, hidroflorik asit uygulamasına alternatif olarak önerilmiştir (Swartz, 2003). Bu asitin avantajı; klinik pratiğinde rutin olarak kullanılıyor olması, oral dokular için daha az toksik olması ve porselenin parlaklığına zarar vermemesidir (Swartz, 2003). Fosforik asit mine ve dentin üzerinde etkilidir ancak kompozit rezinlerin, seramik ve metallerin üzerinde doğrudan bir etkisi yoktur. Ancak asit

uygulaması tamir uygulaması sonrası bağlantı değerleri üzerinde bağlantı yüzeylerinde gösterdiği temizlik etkisi sayesinde olumlu etki gösterir (Loomans ve diğerleri, 2011).

Asidüle fosfat fluorit

Hidroflorik asitin yumuşak dokulara aşırı kostik etkisi ve klinik kullanımındaki tehlikeler bilinmektedir. Bu nedenle %1.23'lük asidüle fosfat fluorit jelin seramik yüzeylerine kompozit rezinin bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile hidroflorik asite güvenli bir alternatif olarak kullanımını değerlendiren bazı çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalardan bazılarında, asidüle fosfat flüoriti takiben silan uygulanmış seramik yüzeyine kompozit rezinin bağlanma dayanımının hidroflorik asit uygulaması ile karşılaştırılabilir değerlerde olduğu belirtilmiştir (Abbasi, Bertolotti, Lacy ve Watanabe, 1988; Sposetti, Shen ve Levin, 1986). Lacy ve diğerleri (1988) seramik yüzeylerinin %1,23'lük asidüle fosfat flüorit jel ile daha kısa sürelerde pürüzlendirilebileceğini belirtmişlerdir. %1,23'lük asidüle fosfat fluorit jelin %9,5'luk hidroflorik asit yerine kullanılabileceği, daha düşük konsantrasyonda hidroflorik asit uygulaması için ise daha uzun süreli uygulamalar gerekeceği belirtilmiştir. Yapılan görsel değerlendirmelerde, seramiğin yüzey morfolojisindeki dikkate değer farklılıklar gözlenmiştir. %1,23'lük asidüle fosfat fluorit uygulanmış seramik yüzeyi düzgün homojen bir yüzey özelliği gösterirken, hidroflorik asit uygulanmış yüzey daha pöröz ve düzensizdir. Genel olarak kabul edilen hidroflorik asitin rezinin seramiğe bağlanma dayanımını asidüle fosfat fluoritten daha fazla arttıracağıdır (Senda, Suzuki ve Jordan, 1989; Tylka ve Stewart, 1994). SEM incelemeleri de asidüle fosfat fluorit uygulaması sonrası yüzeyde elde edilen pürüzlülüğün yeterli olmayacağını göstermektedir (Nelson ve Barghi, 1989).

Hava abrazyonu (kumlama)

Bir frez yardımı ile yüzeyde oluşturulan pürüzlülük homojen değildir. Bir materyalin yüzeyinde ideal bir pürüzlendirme oluşturmanın yolu kumlamadır. Kumlama işlemi seramik yüzeyinde mevcut olan artıkları uzaklaştırır ve mikromekanik bağlanma sağlar (Matinlinna ve Vallittu, 2007). Dental laboratuvarlarda bu teknik yaklaşık olarak 50 µm çapında alümina partükülleri 10-15 sn sürede 2.5 bar basınç ile yüzeyden 10 mm uzaktan uygulanarak gerçekleştirilmektedir (Sadan, Blatz ve Soignet, 2003). Sen ve diğerleri (2000), hidroflorik asit ile kimyasal pürüzlendirme işleminin alümina bazlı seramiklerde iyi

sonuçlar vermediğini ve mikromekanik adezyon için yüzeyin kumlanmasının iyi bir alternatif olabileceğini belirtmişlerdir.

Silika Kaplama

Silika kaplama sistemleri metallerin kaplanması için geliştirilmiş olsalar da, cam infiltre alüminyum oksit seramiklerin ve sinterlenmiş alümina seramiklerin rezin ile bağlanma dayanımlarını da arttırabilmektedir (Kern ve Thompson, 1994; Valandro, Della Bona, Antonio ve Neisser, 2005). Bu sistemler silika ile modifiye edilmiş alümina partiküllerinin yüksek hızlı yüzey etkisi ile seramik yüzeyinde bir silika tabakası oluşmasını sağlarlar. Kumlama esnasında silika tabakası oluşmasını sağlayan tribokimyasal silika kaplama sisteminin Procera AllCeram ile rezin yapıştırma simanının (Panavia F) çekme bağlanma dayanımını ve diğer yapıştırma simanlarının (çinko fosfat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve dual cure rezin siman) makaslama bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir (Blixt, Adamczak, Linden, Oden ve Arvidson, 2000; Valandro ve diğerleri, 2005). Silika kaplama ve silan uygulaması, bisfenol A glisidil metakrilat (BISGMA) kompozit rezin simanlar ile cam-infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiğe dayanıklı bir rezin bağı sağlar gibi görünmektedir (Kern ve Sturb, 1998; Ozcan, 2002).

<u>Kimyasal yüzey hazırlama</u>

Silan bağlantı ajanları

Silan bağlantı ajanları inorganik doldurucular ve organik matriksler arasında çift taraflı aktivite ile aracı olarak görev yapar ve bağlanmayı destekler. Hem seramik yüzeyinde bulunan OH^- gruplarına hem de kompozit rezinin organik matriksine bağlanırlar (Kim, Jivraj ve Donovan, 2006; Matinlinna ve Vallittu, 2007b). Della Bona ve diğerleri (2003), feldspar, lösit veya lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik yüzeylerinde silan uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca, yüzey hazırlama işlemi uygulanmamış seramik yüzeylerinde silan uygulamasının düşük dirençli bir bağlantı ara yüzü oluşturduğu sonucuna varmışlardır. Mikro pürüzlendirme işleminin, alüminyum oksit ile kumlama işlemi ile birlikte kullanımın takiben silan uygulaması ile birlikte yeterli bağlanma dayanımı sağlayabileceği belirtilmiştir. Silanizasyon işlemi esnasında ısı uygulanması su, alkol ve diğer çözücülerin elimine

edilmesine yardımcı olarak kondenzasyon reaksiyonunu ve silika-silan kovalent bağlantısının oluşumunu teşvik eder. Silikon içeren seramik yüzeylerinde kimyasal reaksiyon meydana gelebilmesi, kovalent bağlantı sonucu bir siloksan (-Si-O-Si-O-) ağı oluşabilmesi ve seramik yüzeyinde bir hidrojen bağı oluşabilmesi nedeni ile silanların kulanımı önerilmektedir. Yüksek alümina içeriğine sahip seramiklerde ise durum böyle değildir. Her ne kadar bir çalışmada yüksek alümina içeriğine sahip seramiklerin silan uygulanması sonrası bağlanma dayanımının iki katına çıkarılabildiğini gösterilmiş olsa da, bunun nedeni açıklanamamıştır (Blatz ve diğerleri, 2003). Silan uygulamasının, kompozit materyaller ile bu tür seramik yüzeylerinin bağlanma dayanımları üzerinde olumlu etkileri tartışmalıdır (Blatz ve diğerleri, 2003). Bununla birlikte silan uygulamasının yüzeyin ıslatılabilirliğini arttırdığı ve buna bağlı olarak da bağlanma dayanımını bir miktar arttırabildiği gösterilmiştir (Ozcan ve diğerleri, 2001).

Kombine yüzey hazırlık işlemleri

Daha iyi bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesi için yukarıda sayılan yüzey hazırlama işlemlerinin birlikte uygulanması önerilmiştir. Yapılan çalışmalarda silan uygulamasının hidroflorik asit uygulaması veya hava abrazyonu ile birlikte kullanımının, tek başına asit uygulaması veya Al_2O_3 ile hava abrazyonu uygulamasına göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini sağladığı gösterilmiştir (Bertolotti, Lacy ve Watanabe, 1989). Llobell ve diğerleri (1992) ise silan ve hidroflorik asit uygulamalarının bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilemediğini belirtmişlerdir. 50 µm boyutunda Al_2O_3 partiküllerinin kullanıldığı hava abrazyonu uygulaması, elmas bir frez ile kaba pürüzlendirme, %9,6'lık hidroflorik asit uygulaması ve bu metotların ikili kombinasyonlarının bağlanma dayanımı üzerine etkileri makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmiş ve en etkili klinik uygulamanın elmas frez ile kaba pürüzlendirme sonrası hidroflorik asit uygulaması olduğu belirtilmiştir (Suliman, Swift ve Perdigao, 1993). Bir diğer çalışmada ise, seramik yüzeyinin hazırlanmasında %32'lik fosforik asit uygulamasının Al_2O_3 tozu ile hava abrazyonu uygulanması veya elmas frez ile kaba pürüzlendirme ile birlikte kullanılması önerilmiştir. Shahverdi ve diğerleri (1998) kimyasal ve mekanik retansiyon tekniklerinin birlikte kullanımının bağlanma dayanımının arttırılmasında umut verici sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Çalışmada, örnekler hava abrazyonu ile pürüzlendirilmiş, hidroflorik asit uygulanmış ve silan uygulaması yapılmıştır.

En yüksek bağlanma dayanımı değerleri hava abrazyonu ve silan uygulaması yapılmış grup ile hidroflorik asit ile pürüzlendirme sonrası silan uygulanmış gruplarda elde edilmiştir.

2.3.2. Tamir kompozit rezinleri

Kompozit rezinler, seramik kırıklarının onarımında yaygın olarak kullanılır. Kırık parçanın boyutunun küçük olduğu vakalarda kompozit rezinler estetik görünüm ve uygulama kolaylığı açısından tercih edilen materyal olmuştur. Fonksiyonel yüklere dayanabilmesi için, tamir malzemesi ile restorasyon arasındaki bağ yeterince güçlü olmalıdır. Bu bağı oluşturan tamir malzemesi, minimum termal genleşme katsayısına ve minimum polimerizasyon büzülmesine sahip olmalıdır. Kompozit rezinin tipi seramiğe olan bağlanma dayanımını da etkiler. Büyük doldurucu veya hibrit kompozit rezinler ile seramikler arasında, mikro dolduruculu kompozitlere oranla daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluşur (Gregory ve Moss, 1990). Hibrit kompozit rezinler onarım amaçlı uygulamalarda en uygun kompozit rezin tipidir (Lutz ve Phillips, 1983). Aşınma ve yüzeyde meydana gelen değişiklik problemleri tamir sistemi ile ilgili değildir ancak hibrit kompozit rezinler kullanıldığında bu sorunlar mikro dolduruculu kompozit kullanımına göre azaltılabilir. Ayrıca hibrit kompozitlerin kullanımı yoğun stres altında kalan bölgelerde de önerilmektedir (Creugers, Snoek ve Käyser, 1992).

2.4. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Günümüzde adezivlerin bağlanma dayanımlarnın değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır (Burke, Hussain, Nolan ve Fleming, 2008). Bağlanma dayanımı statik olarak, temel olarak bağlanma alanının büyüklüğü ile belirlenen makro ve mikro testler ile değerlendirilir. 3 mm^2'den daha büyük alanlarda makro bağlanma dayanımları makaslama, çekme ve itme (push-out) testleri ile değerlendirilir.

-Makro makaslama testi

Bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmaların %26'sında kullanılan en yaygın test yöntemi makaslama bağlanma dayanımı testidir (Burke ve diğerleri, 2008). Örnek hazırlandıktan sonra başka ilave bir aşamaya ihtiyaç duyulmaması nedeni ile makaslama bağlanma dayanımı testleri üretici firmaların ve araştırmacıların en sık tercih ettikleri kolay ve hızlı bir metottur. Test protokolünün standardizasyonu için, bazı firmalar tarafından spesifik

test uçları (Örn; Ultradent Jig, Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD veya SDı Jig, SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) üretilmiştir. Bu standardizasyon işlemlerine rağmen, yapılan bir meta-analiz çalışması bağlanma dayanımı testlerinin dentin örneğinin özelliği (örn; kullanılan dişin yapısı), kompozit rezin ve bağlanma yüzeyi (örn; rezinin kıvamı), test öncesi örneklerin saklanma koşulları (örn; termal yaşlandırma) ve test düzeneği (örn; test ucunun hızı) gibi farklı parametrelerden etkilenebileceğini göstermiştir (Leloup, D'Hoore, Bouter, Degrange ve Verven, 2001).

-Makro çekme ve itme testi

Simanların seramik ve metal alaşımları gibi sert malzemelere bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde makro çekme testleri kullanılmaktadır (Abreu ve diğerleri, 2009; Kern, Barloi ve Yang, 2009). Adeziv ile dentinin bağlanma dayanımının dinamik olarak test edilmesini sağlayan yöntem ise itme testi olarak tanımlanmıştır (Drummond , Sakaguchi, Racean, Wozny ve Steinberg, 1996). Bununla birlikte, örnek hazırlama aşamasının daha karmaşık ve zaman alıcı olması nedeni ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesi makaslama bağlanma dayanımı testleri kadar popüler değillerdir. Ancak yöntem kök kanalına simante postların bağlanma dayanımlarını değerlendirilmesinde sıklıkla kulanılmaktadır (Goracci ve diğerleri, 2004).

-Mikro çekme testi

Mikro bağlanma dayanımın değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan mikro çekme bağlanma dayanımı testi (μTBS) 1994 yılında Sano ve diğerleri (1994) tarafından tanımlanmıştır. Bağlanma alanı makro testlere oranla oldukça küçüktür ve yaklaşık 1 mm^2 veya daha azdır. Örnek hazırlandıktan sonra test önce mikro örnekler elde edilmesi aşaması teknik hassasiyet gerektiren ilave laboratuvar aşamaları gerektirmektedir. Bununla birlikte makro bağlanma dayanımı testleri ile kıyaslandığında daha az örnek ile çalışmanın tamamlanabilmesi (bir dişten çok sayıda örnek elde edilebilmesi), bölgesel değişikliklerin değerlendirilebilmesi (örn; farklı dentin bölgelerinin değerlendirilebilmesi) ve ara yüzde daha gerçekçi stres dağılımı gibi önemli avantajlar içermektedir (Pashley ve diğerleri, 1999). Bilimsel olarak kanıtlanması zor olsa da, geleneksel makaslama bağlanma dayanımı testine göre mikro gerilim bağlanma dayanımı testi adezivlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde daha etkindir ve bu nedenle de literatürde adezivlerin

bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği mevcut çalışmaların %60'ında bu test yöntemi kullanılmıştır. (De Munck, Mine, Poitevin, Van Ende ve Van Meerbeek, 2009)

-Mikro makaslama testi

Tek bir dişten mümkün olduğunca fazla örnek elde edebilmek amacı ile 2002 yılında mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi (μSBS) tanımlanmıştır (Shimada, Yamaguchi ve Tagami, 2002). Bu test, manipülasyon kolaylığı ile diş başına birkaç örneği test edebilme özelliğini birleştirir. 0.7 mm çapında oldukça küçük bir silindirik kompozit rezin örneğin nispeten daha kalın bir adeziv tabaka ile birlikte uygulanması önemli ölçüde bükülme ile değişken ve eşit olmayan yükleme koşulları ile sonuçlanabilir. Uniform olmayan bu stres dağılımı mikro makaslama testinde makro makaslama testine oranla daha belirgindir. Ayrıca ISO test standartlarında (ISO-standard No. 11405) da belirtilen adezivin test edilen alan ile sınırlanması da imkansızdır (International Organization for Standardization, 2003). Bu önemli eksiklikler ve dezavantajlardan dolayı mikro makaslama bağlanma dayanımı testi(μSBS) araştırmacılar tarafından genel bir kabul görmemiş ve çalışmaların sadece %7'sinde kullanılmıştır (De Munck ve diğerleri, 2009). Yapılan bir çalışmada mikro bağlanma testlerinin her ikisi de değerlendirilmiş ve başarısızlık değerlendirmesinde fark gözlenmezken mikro çekme testi ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin mikro makaslama testi ile elde edilen değerlerin 3 katı olduğu bulunmuştur (Yildirim ve diğerleri, 2008).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada lityum disilikat seramiklere uygulanan farklı yüzey hazırlık işlemlerinin, materyalin kompozit rezine bağlanma dayanımına etkileri değerlendirildi. Araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Bilimsel Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar Çizelge 3.1.' de, materyallerin içerikleri Çizelge 3.2.' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar

Materyaller ve Cihazlar	**Üretici Firmaları**
Lityum Disilikat Seramik Bloklar	Rosetta, Hass Corp, Gangwon-do, Kore
Ağız İçi Kumlama Cihazı	Rondoflex Plus 360 (Kavo Dental GmbH Bismarckring 39 88400 Biberach/RiB, Almanya)
Alüminyum oksit tozu	Rondoflex (Kavo Dental GmbH Bismarckring 39 88400 Biberach/RiB, Almanya)
Rezin Bağlayıcı Ajan	Single Bond Universal Bond, 3M Espe, St.Paul MN, ABD
Üniversal test cihazı	Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya
LED ışık cihazı	Elipar FreeLight 2, 3M Espe, St. Paul MN, ABD
LED ışık cihazı	VALO® Cordless - Ultradent Products, Inc Salt Lake City, UT, ABD
Kompozit rezin restoratif materyal	Filtek Z 250 nanohibrit Universal Kompozit 3M Espe, St. Paul MN, ABD
Hidroflorik Asit (%9)	Ultradent® Porcelain Etch, Ultradent Products, Inc Salt Lake City, UT, ABD

Çizelge 3.2. (devam) Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar

Hidroflorik Asit (%5)	IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Fosforik Asit (%37)	Biodinamica, Brezilya
Profilometre cihazı	Mitutoyo Surftest SJ 301, Mitutoyo America Corporation, Aurora, Illinois, ABD
Aliminyum oksit kaplı diskler	Sof-lex, 3M Espe, St. Paul MN, ABD

Çizelge 3.3. Araştırmada kullanılan materyallerin içeriği

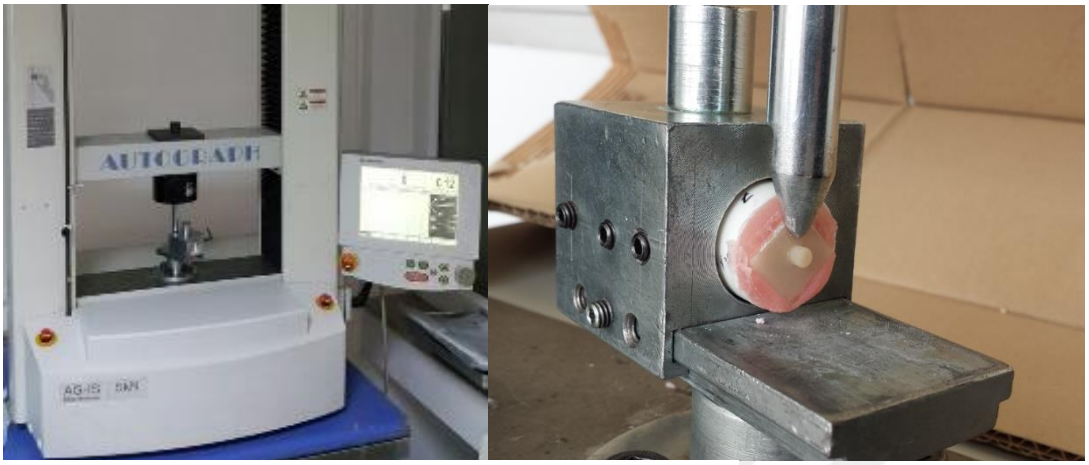
Materyal	**İçerik**	**Üretici**
Rosetta SM	(Li_2O, Si_2O, B_2O_3, P_2O_5, Oksit ve renklendiriciler	HASS, Gangneung, Kore
Single Bond Universal Adeziv	MDP Fosfat Monomer, Dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond™ Kopolimer, doldurucu, etanol, su, başlatıcı, silan	3M Espe, St. Paul MN, ABD
Filtek Z 250 (Nano Hibrit Üniversal Restoratif)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, bis-EMA, PEGDMA, TEGDMA, 20 nm silika doldurucu, 4-11 nm zirkonya doldurucu, kamforokinon	3M Espe, St. Paul MN, ABD
Rondoflex	50 µm Al_2O_3	Kavo Dental GmbH Bismarckring 39 88400 Biberach/RiB, Almanya



Resim 3.1. Lityum disilikat CAD/CAM seramik bloklar



Resim 3.2. Ağız içi kumlama cihazı ve 50 µm aluminyum oksit tozu



Resim 3.3. Universal test cihazı



Resim 3.4. Elipar FreeLight 2 LED ışık cihazı



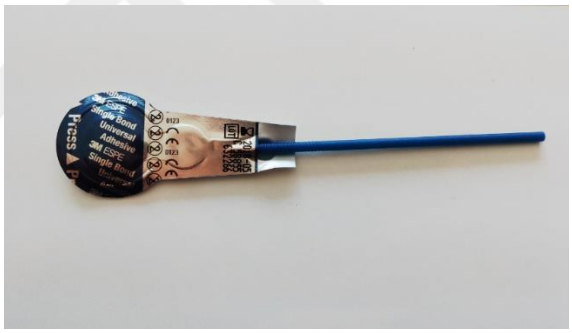
Resim 3.5. Fosforik Asit (%37)



Resim 3.6. Hidroflorik Asit (%9)



Resim 3.7. Filtek Z 250 Nano Hibrit Kompozit



Resim 3.8. Single Bond Universal Adeziv



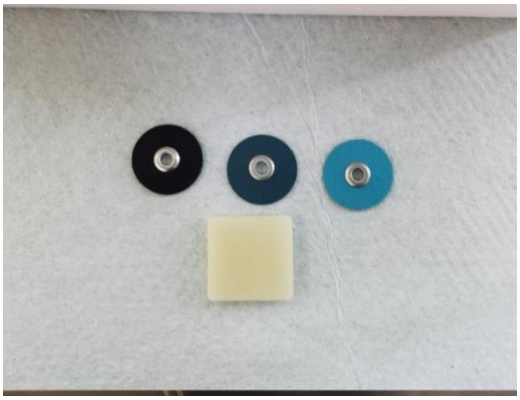
Resim 3.9. VALO LED ışık cihazı



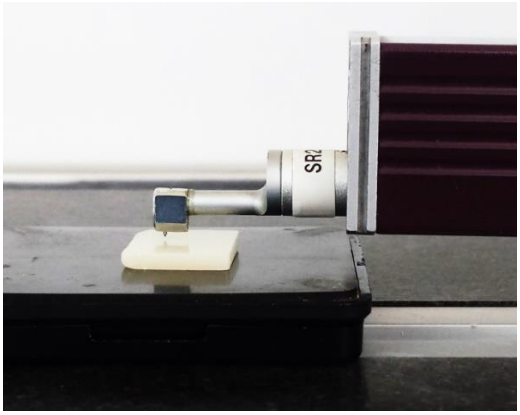
Resim 3.10. Hidroflorik Asit (%5)

3.2. Lityum Disilikat örneklerin Hazırlanması

Lityum disilikat örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının test edilmesi amacı ile bloklardan (CAD/CAM Rosetta, Hass Corp., Gangwon-d,Kore) laboratuvarda freze cihazı kullanılarak 140 adet 12 mmx14 mm yüzey alanına sahip 2 mm kalınlığında örnek hazırlandı. Üretici firmanın talimatlarına göre kristalizasyon işlemi tamamlandı. Hazırlanan örneklerin yüzeyine aliminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE, ABD) kullanılarak standart pürüzlendirme işlemi uygulandı. Üç farklı kalınlığa sahip (coarse-medium-fine) alüminyum oksit disk her bir örneğe her disk 30 sn uygulanacak şekilde toplam 90 saniye boyunca uygulandı. Bu şekilde pürüzlendirilen örnekler, yüzey pürüzlülük ölçümü öncesi 10 dakika distile su içinde ultrasonik temizleme cihazı ile temizlendi. Örneklerin yüzey pürüzlükleri bir profilometre cihazı (SJ 301, Mitutoyo, IL, ABD) yardımı ile ölçüldü. Örnekler her bir grubun ortalama pürüzlülük değeri aynı olacak şekilde 14 eşit gruba ayrıldı (n=10). Lityum disilikat seramik örneklere aşağıdaki prosedürler uygulanarak yüzey hazırlıkları tamamlandı.



Resim 3.11. Sof-Lex, diskler



Resim 3.12. Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin profilometre ile ölçülmesi

3.3. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklere Uygulanan Yüzey Hazırlık İşlemleri

1.Grup (Kontrol, n=10) (Ko)

Örneklerin yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlık işlemi uygulanmadı.

2.Grup (%37'lik Fosforik Asit, n=10) (FA)

Örneklerin yüzeyine **10** sn boyunca %37'lik fosforik asit (Biodinamica) jel 10 sn süre ile uygulandı, takiben yüzeyler hava su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

3.Grup (%9'luk Hidroflorik Asit, n=10) (HF%9)

Örneklerin yüzeyine %9'luk hidroflorik asit içeren jel (Ultradent® Porcelain Etch / Ultradent Products, Inc Salt Lake City, UT, ABD) **10** sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

4.Grup (Kumlama, n=10) (Ku)

Örneklerin yüzeyine ağız içi kumlama cihazı ile (Rondoflex Plus 360 Kavo Dental GmbH, Bismarckring, Almanya) 1 mm uzaklıktan 4 bar hava ve 1,5 bar su basıncı altında 50 µm partikül boyutlu aluminyum oksit tozu 30 sn süre ile uygulandı ve takiben yüzeyler hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.

5.Grup (Kumlama + %37'lik Fosforik Asit, n=10) (Ku + FA)

Örneklerin yüzeyine ağız içi kumlama cihazı (Rondoflex Plus 360) ile 1 mm uzaklıktan 4 bar hava ve 1,5 bar su basıncı altında 50 µm partikül boyutlu aluminyum oksit tozu 30 sn süre ile uyguladı. Hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutulan örnek yüzeylerine, takiben %37 fosforik asit (Biodinamica) jeli 10 sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.

6.Grup (Kumlama + %9'luk Hidroflorik Asit, n=10) (Ku+HF%9)

Örneklerin yüzeyine ağız içi kumlama cihazı (Rondoflex Plus 360) ile 1 mm uzaklıktan 4 bar hava ve 1,5 bar su basıncı altında 50 µm partikül boyutlu aluminyum oksit tozu 30 sn süre ile uygulandı. Hava-su spreyi ile yıkanıp kurutulan örnek yüzeylerine %9 hidroflorik asit

içeren jel (Ultradent® Porcelain Etch) 10 sn boyunca uygulandı ve yüzeyler yıkanıp kurutuldu.

7.Grup (%37'lik Fosforik Asit + LED ışık cihazı, n=10) (FA+LED)

Örneklerin yüzeyine **10** sn boyunca %37 Fosforik Asit (Biodinamica) jeli uygulandı. Uygulama esnasında asitin ısı ile reaksiyonunun hızlandırması amacı ile 5 mm uzaklıktan Valo LED (Resim 3.13.) ışık cihazının yüksek güç modunda (3200 mW/cm^2) 6 sn boyunca ışık uygulandı. Yüzeyler hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.

8.Grup (%9'luk Hidroflorik Asit + LED ışık cihazı, n=10) (HF%9+LED)

Örneklerin yüzeyine %9'luk hidroflorik asit içeren jel (Ultradent® Porcelain Etch) 10 sn boyunca uygulandı. Uygulama esnasında asitin ısı ile reaksiyonunun hızlandırması amacı ile 5 mm uzaklıktan Valo LED (Resim 3.13.) ışık cihazının yüksek güç modunda (3200 mW/cm2) 6 sn boyunca ışık uygulandı. Yüzeyler hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.



Resim 3.13. VALO Led Işık Cihazı (5mm uzaklıktan)

9.Grup (Kumlama + %37'lik Fosforik Asit + LED ışık cihazı, n=10) (Ku+FA+LED)

Örneklerin yüzeyine ağız içi kumlama cihazı (Rondoflex Plus 360) kullanılarak 1 mm uzaklıktan 4 bar hava ve 1,5 bar su basıncı altında 50 µm partikül boyutlu aluminyum oksit tozu 30 sn süre ile uygulandı. Hava-su spreyi ile yıkanıp kurutulan örnek yüzeylerine

%37'lik fosforik asit jeli (Biodinamica) **10** sn boyunca uygulandı. Uygulama esnasında asitin ısı ile reaksiyonunu hızlandırması amacı ile 5 mm uzaklıktan Valo LED ışık cihazının yüksek güç modunda (3200 mW/cm2) 6 sn boyunca ışık uygulandı. Yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

10.Grup (Kumlama + %9'luk Hidroflorik Asit + LED ışık cihazı, n=10 (Ku+HF%9+LED)

Örneklerin yüzeyine ağız içi kumlama cihazı (Rondoflex Plus 360) kullanılarak 1 mm uzaklıktan 4 bar hava ve 1,5 bar su basıncı altında 50 µm partikül boyutlu aluminyum oksit tozu 30 sn süre ile uygulandı. Hava-su spreyi kullanılarak yıkanıp kurutulan örnek yüzeylerine %9'luk hidroflorik asit içeren jel (Ultradent® Porcelain Etch) **10** sn boyunca uygulandı. Uygulama esnasında asitin ısı ile reaksiyonunu hızlandırması amacı ile 5 mm uzaklıktan Valo LED ışık cihazının yüksek güç modunda (3200 mW/cm2) 6 sn boyunca ışık uygulandı. Yüzeyler hava/su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

11.Grup (%5'lik Hidroflorik Asit, n=10) (HF%5)

Örneklerin yüzeyine %5'lik hidroflorik asit içeren jel (IPS Ceramic Etching Gel) **10** sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

12.Grup (%5'lik Hidroflorik Asit + Suda Isıtma, n=10) (HF%5+SI)

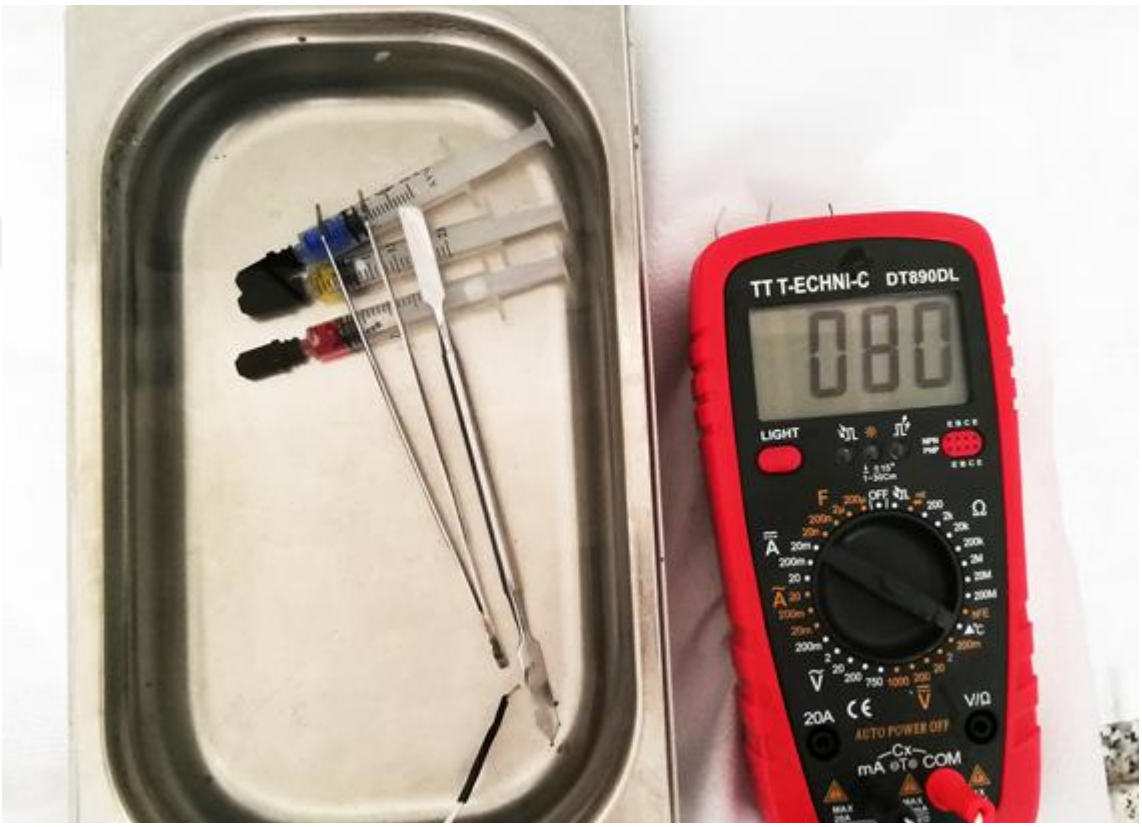
Örneklerin yüzeyine 80 °C sıcaklığa kadar ısıtılan su içerisinde bekletilen %5'lik hidroflorik asit içeren jel (IPS Ceramic Etching Gel) 10sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu. Asitin ısıtılması esnasında kullanılan suyun sıcaklığı bir thermocouple (Resim 3.5.) yardımı ile ölçüldü.

13.Grup (%37'lik Fosforik Asit + Suda Isıtma, n=10) (FA%37+SI)

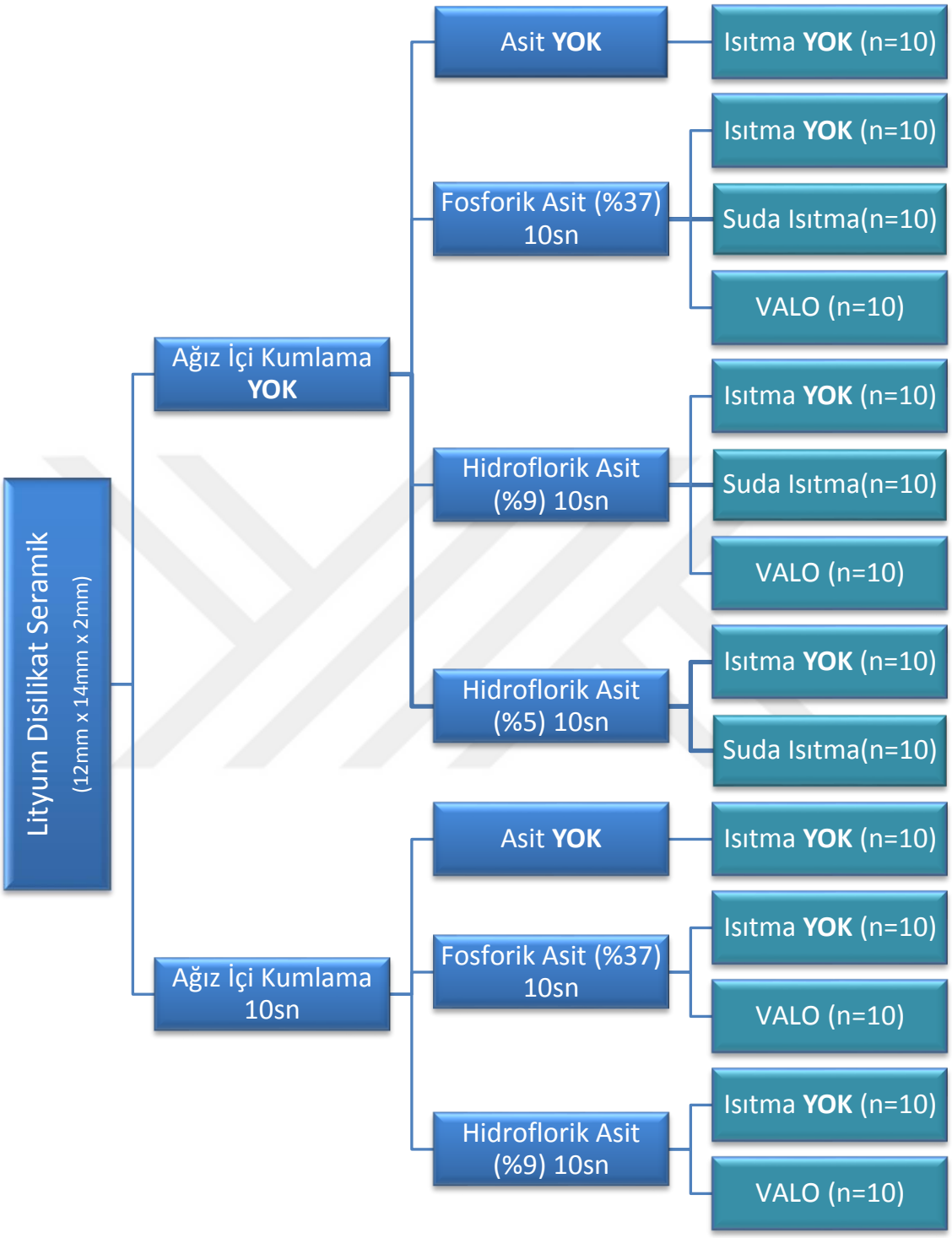
Örneklerin yüzeyine 80 °C sıcaklığa kadar ısıtılan su içerisinde bekletilen %37'lik fosforik asit jel (Biodinamica) 10 sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.

14.Grup (Hidroflorik Asit (%9) + Suda Isıtma), n=10)(HF%9+SI)

Örneklerin yüzeyine 80 °C sıcaklığa kadar ısıtılan su içerisinde bekletilen %9'luk hidroflorik asit içeren jel (Ultradent® Porcelain Etch) 10 sn boyunca uygulandı ve yüzeyler hava-su spreyi yardımı ile yıkanıp kurutuldu.



Resim 3.14. Thermocouple kontrolünde asitlerin ısıtılması



Şekil 3.1 Lityum disilikat seramiklere uygulanan farklı yüzey hazırlık işlemleri

3.4. Hazırlanan Lityum Disilikat Örneklere Kompozit Rezin Uygulanması

Yüzey hazırlama işlemleri tamamlanan örnekler universal test cihazı ile uyumlu standart boyutta silindirik plastik kalıplar içerisine pembe tamir akriliği (Meliodent, Heraus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak yerleştirildi (Resim 3.15). Akrilik rezinin polimerizasyonu esnasında örnekler su içerisinde bekletildi. Polimerizasyonu takiben silan içeren rezin bağlayıcı ajan (Single Bond Universal Bond) üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Yüzeye uygulanan kendinden asitli bağlayıcı ajan (Single Bond Universal Bond 3M Espe) uygulamayı takiben 20 sn beklendikten sonra 5 sn boyunca hava uygulaması sonrası 10 sn LED ışık cihazı, (Elipar FreeLight 2) ile polimerize edildi. Takiben nano hibrit kompozit rezin restoratif materyal (Z250) 5 mm çapında 2 mm derinliğinde bir plastik kalıp kullanılarak seramik yüzeyine uygulandı ve LED ışık cihazı ile üretici firma talimatlarına göre 20 sn sürede polimerize edildi. Örnekler 36,5 °C'de etüvde 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saatin sonunda öreneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirildi. Elde edilen Newton değerleri örneklerin yüzey alanı hesaplanarak MPa değerlerine dönüştürüldü ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.



Resim 3.15. Pembe tamir akriliği kullanılarak silindirik kalıplara yerleştirilen örnekler

3.5. İstatistiksel Analiz

Shapiro Wilk's testi sonuçları (Çizelge 4.1.), histogramların ve Q-Q plotların görsel incelemesi sonucunda makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinden elde edilen verilerin (MPa) normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca makaslama bağlanma dayanım değerlerinin Skewness ve Kurtosis Z değerleri -1,96 ila +1,96 aralığında bulunmaktadır. Levene testi sonuçlarına göre grupların varyanslarının dağılımları homojen bulunmuştur (p=0.829). Bu nedenle makaslama bağlanma dayanımı verilerinin istatistiksel değerlendirilmesinde, tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmada; lityum disilikat seramik örneklere uygulanan farklı yüzey hazırlama işlemlerinin, materyalin kompozit rezine bağlanma dayanımına etkileri makaslama bağlanma dayanımı testi ile ölçüldü. Lityum disilikat seramiğe uygulanan farklı yüzey işlemleri, elde edilen makaslama bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde etkilemiştir.

Bağlanma Kuvveti Bulguları

Çalışmada değerlendirilen grupların yüzey hazırlama işlemlerine göre makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin (MPa) istatistiksel karşılaştırması Çizelge 4.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Yüzey hazırlama işlemlerine göre makaslama bağlanma dayanımları.

	Yapılan işlemler	Ortalama ± Standart sapma
Grup 1	**Ko**	9,53±3,33 [a]
Grup 2	**FA**	13,30±2,80 [a,b,c]
Grup 3	**HF %9**	15,47±2,86 [b,c,d]
Grup 4	**Ku**	11,05±2,96 [a]
Grup 5	**Ku + FA**	12,80±2,33 [a,b]
Grup 6	**Ku + HF %9**	18,93±2,26 [d,e]
Grup 7	**FA + LED**	12,78±2,89 [a,b]
Grup 8	**HA %9 + LED**	16,75±2,94 [b,c,d]
Grup 9	**Ku + FA + LED**	13,34±1,75 [a,b,c]
Grup 10	**Ku + HF %9 + LED (VALO)**	22,11±3,64 [e]
Grup 11	**HF %5**	10,94±2,49 [a]
Grup 12	**HF %5 + SI**	16,21±2,46 [b,c,d]
Grup 13	**FA + SI**	12,97±2,70 [a,b,c]
Grup 14	**HF %9 + SI**	17,09±2,17 [c,d]

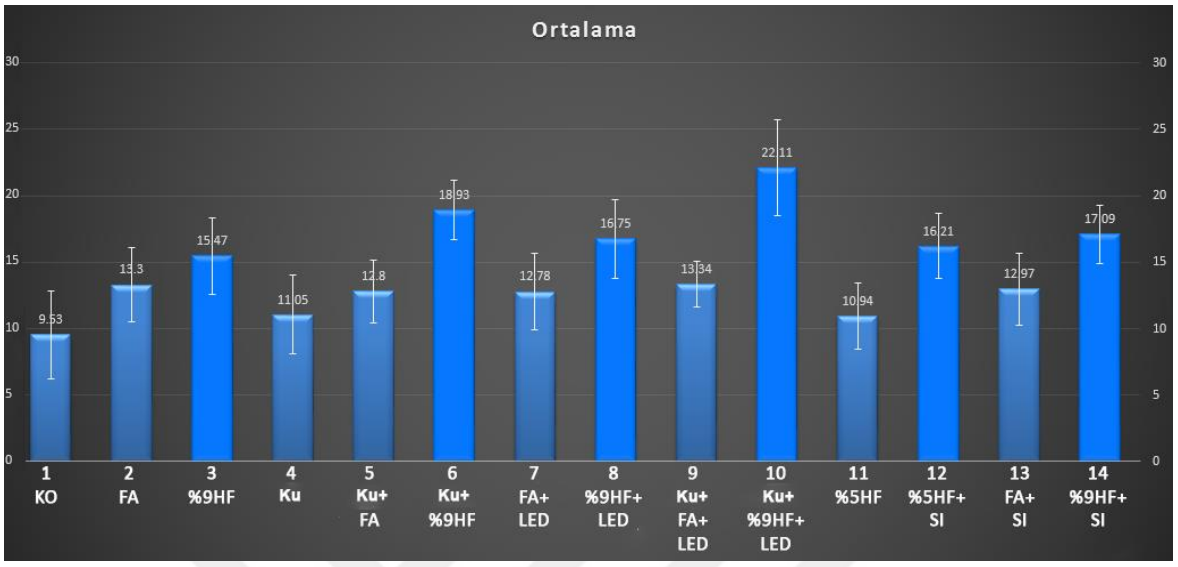
Yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler gruplar arasındaki istatistiksel anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

Çizelge 4.2. Tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD çoklu karşıaştırma test sonuçlarına göre gruplar arası farkın anlamlılık düzeyleri

Grup	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1 (Ko)	-	,121	,000*	,993	,301	,000*	,308	,000*	,110	,000*	,996	,000*	,224	,000*
2 (FA)	,121	-	,879	,852	1,000	,001*	1,000	,222	1,000	,000*	,804	,491	1,000	,117
3 (HF)	,000*	,879	-	,027*	,632	,218	,624	,999	,894	,000*	,020*	1,000	,732	,988
4 (Ku)	,993	,852	,027*	-	,977	,000*	,978	,001*	,834	,000*	1,000	,003*	,949	,000*
5 (Ku+FA)	,301	1,000	,632	,977	-	,000*	1,000	,082	1,000	,000*	,961	,236	1,000	,037*
6 (Ku+HF%9)	,000*	,001*	,218	,000*	,000*	-	,000*	,875	,001*	,347	,000*	,606	,000*	,962
7 (FA+LED)	,308	1,000	,624	,978	1,000	,000*	-	,079	1,000	,000*	,964	,230	1,000	,036*
8 (HF%9+LED)	,000	,222	,999	,001*	,082	,875	,079	-	,240	,002*	,000*	1,000	,119	1,000
9 (Ku+FA+LED)	,110	1,000	,894	,834	1,000	,001*	1,000	,240	-	,000*	,783	,518	1,000	,128
10 (Ku+HF%9+LED)	,000*	,000*	,000*	,000*	,000*	,347	,000*	,002*	,000*	-	,000*	,000*	,000*	,005*
11 (HF%5)	,996	,804	,020*	1,000	,961	,000*	,964	,000*	,783	,000*	-	,002*	,924	,000*
12 (HF%5+SI)	,000*	,491	1,000	,003*	,236	,606	,230	1,000	,518	,000*	,002*	-	,314	1,000
13 (FA+SI)	,224	1,000	,732	,949	1,000	,000*	1,000	,119	1,000	,000*	,924	,314	-	,057*
14 (HF%9+SI)	,000*	,117	,988	,000*	,037*	,962	,036*	1,000	,128	,005*	,000*	1,000	,057*	-

*gruplar arası istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir ($p<0.05$)

Her grup için makaslama bağlanma dayanımının ve standart sapmalarının ortalamaları şekil 4.1.' de gösterildiği gibidir (p <0.05).

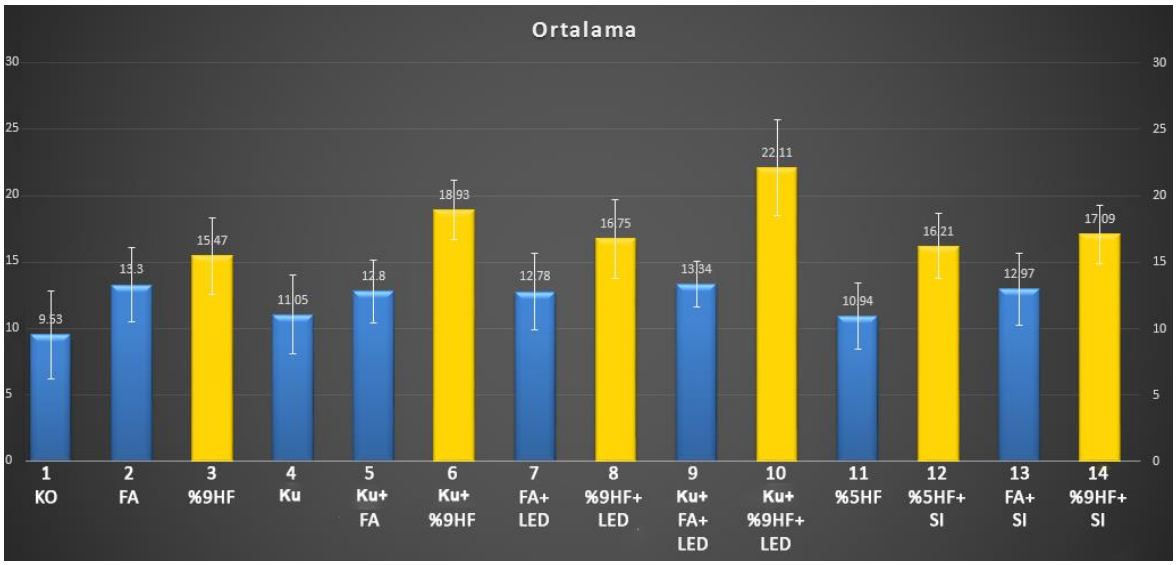


Şekil 4.1. Grupların makaslama bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri (p <0.05)

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; grupların ortalama makaslama bağlanma değerlerine bakıldığında en yüksek değer Grup 10'da (Ku+%9HF+LED) 22,11 MPa olarak bulundu. Fakat bu grup grup 6 (Ku+%9HF) ile kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

En düşük ortalama makaslama bağlanma değerleri kontrol grubunda, 9,53 MPa olarak görüldü.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, 6 grupta makaslama bağlanma değerlerinde anlamlı bir fark bulundu. Bu gruplar şekil 4.2.' de sarı olarak gösterilmiştir;



Şekil 4.2. Grupların makaslama bağlanma dayanımının değerleri. Kontrol grubu ile fark gösteren gruplar sarı renk ile belirtilmiştir

Isıtılmayan %5'lik hidroflorik asit uygulanan grup hariç, hidroflorik asit içeren tüm grupların kontrol grubu ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artış bulundu.

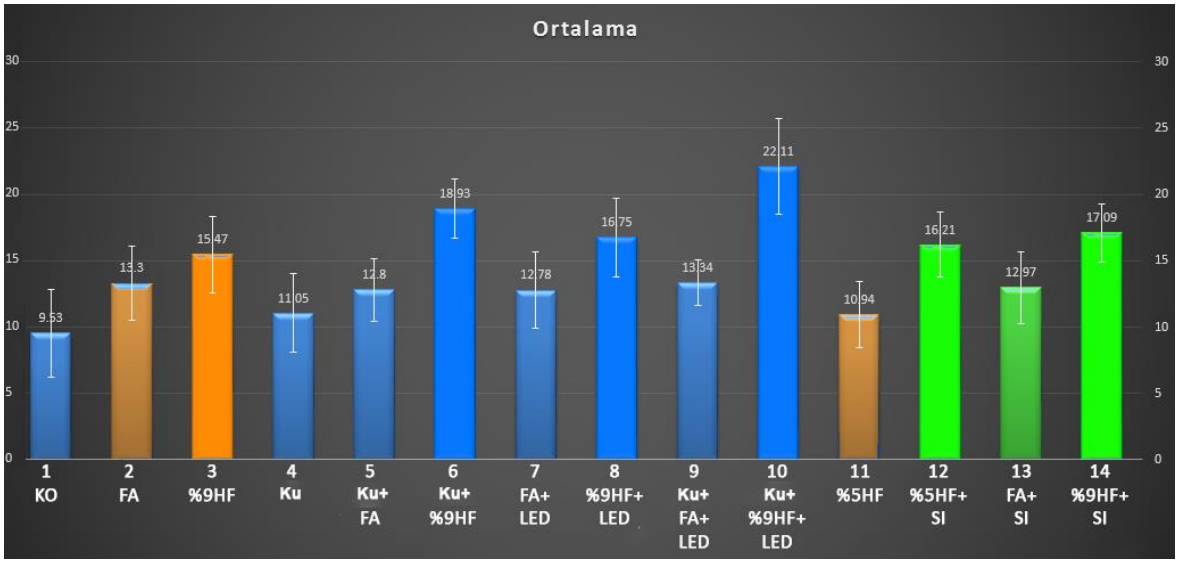
Fosforik asit grupları kontrol grubu ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artış bulunmadı. Isı uygulama işleminden sonra da anlamlı bir farklılık görülmedi.

Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, kumlama işlemi tek başına uygulandığında anlamlı bir farklılık görülmedi.

%9'luk hidroflorik asitin LED ışık cıhazı ile 10 °C'ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplar ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmadığı bulundu.

%9'luk hidroflorik asitin sıcak suda 80 °C'ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmadığı gözlendi.

%5'lik hidroflorik asitin sıcak suda 80 °C'ye kadar ısıtılması, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdı.



Şekil 4.1. Asitin ıstılmadan ve ısıtarak kullnıldığı grupların makaslama bağlanma değerleri (MPa). Isıtma uygulanmadan asit kullanılan gruplar turuncu, su ile ısıtılmış asit kullanılan gruplar yeşil olarak gösterilmiştir

5. TARTIŞMA

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan restoratif materyaller günümüze kadar sürekli gelişme göstermiştir. İdeal restoratif materyalin elde edilmesi için yapılan çalışmalar ise güncelliğini korumaya devam etmektedir. Araştırmacılar diş sert dokuları ve çevre dokular ile biyolojik olarak uyumlu, toksik olmayan, estetik, kolay uygulanır ve dayanılıklı bir restoratif materyal elde edebilmek için çalışmalarına devam etmektedirler. Bu çalışmalar sonunda ortaya çıkan ve giderek popülaritesi artan bir ürün de CAD/CAM sistemleri ve bu sistemler ile kullanılan restoratif materyallerdir. İlk olarak 1980'li yılların ortalarında geliştirilen bu sistem bilgisayar destekli bir görüntüleme-tasarım ünitesi ve yine bilgisayar destekli bir üretim ünitesinden oluşur (Zaruba ve Mehl, 2017). Sistemin en önemli avantajı hekime aynı seansta indirekt bir restorasyonu tamamlayabilme olanağı sunarak, hastanın ünitte geçirdiği zamanı azaltması, ölçü alma ve geçici restorasyon hazırlanması gibi ilave aşamaları ortadan kaldırmasıdır. Ayrıca, endüstriyel olarak üretilmiş bloklar üretim esnasında kusurlar en aza indirgenerek homojen olarak hazırlanabilmektedir. Böylelikle CAD/CAM sistemleri ile, diğer restorasyon seçenekleriyle kıyaslanabilir başarılı restorasyonlar gerçekleştirilebilmektedir (Hickel ve Manart, 2001; Manhart ve diğerleri, 2004). Piyasada farklı firmaların ürettiği CAD/CAM sistemi ile birlikte kullanılabilecek, uygulanacak bölgenin ve preperasyonun özelliklerine göre seçilebilecek farklı kimyasal içeriklere sahip bloklar bulunmaktadır. Fiziksel özellikleri, kimyasal içeriklerine göre değişkenlik gösterebilen bu materyallerin uygulama bölgeleri ve hekim ve/veya hasta beklentilerine göre farklı kullanım endikasyonları mevcuttur (Santos, Costa, Rubo, Pegoraro ve Santos, 2015). Cam seramiklere lityum disilikat kristallerinin ilave edilmesi, seramiğin diğer dental seramiklere göre daha kuvvetli ve dayanıklı olmasını sağlamıştır (Della Bona, 2009). Artmış mekanik özellikler, diş yüzeylerine bağlanma özelliği, doğal dişler ile uyumlu optik özelikler lityum disilikat cam seramiklerin diğer seramik türlerine oranla CAD/CAM sistemleri ile birlikte kullanımının artmasını sağlamıştır (Fasbinder, 2010; Guess ve diğerleri, 2010; Liu ve Essig, 2008; Qeblawi, Hill ve Chlosta, 2011; Schaefer, Watts, Sigusch, Kuepper ve Guentsch, 2012). Özellikle estetiğin ön planda olduğu ön bölge restorasyonlarında; lösit içerikli seramikler ile kıyaslandığında hem mekanik olarak daha güçlü olan, hem de doğal dişlere benzer optik özellikler gösteren lityum disilikat esaslı cam seramikler sıklıkla tercih edilen restoratif materyal türüdür (Küçük ve Kunt Ergün , 2012).

Biz de bu çalışmamızda özellikle ön bölgede uygulanan indirekt restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen lityum disilikat esaslı seramik blokları kullandık.

Her ne kadar yeni geliştirilen restoratif materyallerin ilk örnekleri ile kıyaslandığında fiziksel ve biyolojik özellikleri gelişmiş olsa da, restorasyonlarda gözlenen bazı komplikasyonların önüne geçilememektedir. Seramik kırılgan bir malzemedir. Hastaların parafonksiyonel alışkanlıkları ve tekrarlayan çiğneme fonksiyonu streslerine bağlı olarak seramik materyallerde zamanla kırık ve çatlak gözlenebilir (Ozcan ve Niedermeier, 2002; Ozcan , 2003). Lityum disilikat seramikler; üstün estetik özelliklerine rağmen, alümina veya zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler gibi yüksek dayanıklılığa sahip seramik malzemeler ile kıyaslandığında kırılma ve çatlamaya karşı daha hassastırlar (Ozcan, Valandro, Amaral, Leite ve Bottino, 2009; Tinschert ve diğerleri, 2001). Materyalde meydana gelen kırıkların olası nedenleri; üretim esnasında meydana gelen hatalar veya kontaminasyonlar, hatalı tedavi planlaması, özellikle kuvvete maruz kalınan alanlarda hatalı materyal seçimi, restorasyonun yeterli kalınlığa ulaşabilmesi için yeterli alanın mevcut olmaması dolayısıyla materyalin zayıflaması ve parafonksiyonel alışkanlıklar olarak sıralanabilir (Blum, Jagger ve Wilson, 2011; Ozcan ve Niedermeier, 2002).

Araujo ve diğerleri (2016) tarafından yayınlanan bir sistematik derlemede 5-16 yıl takipli 25 çalışma incelenmiş ve tam seramik restorasyonlarda kırık veya çatlak şeklinde gözlenen başarısızlıkların sekonder çürük ve endodontik problemlerden sonra en sık gözlenen komplikasyonlar olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar ayrıca restorasyonlarda meydana gelen minör kırık ve çatlakların restorasyonların genel klinik başarısını etkilemeyeceğini de gözlemlemişlerdir. Restorasyonlarda gözlenen minör çatlak ya da kırıkların ağız içinde tamiri uzun yıllardır kulllanılan bir yöntemdir. Newburg ve Pameijer (1978) altın destekli seramik restorasyonlarda meydana gelen kırıkların ağız içinde tamirini gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar kullandıkları silan solüsyonunun kompozit rezinin seramiğe bağlanmasını olumlu yönde etkilediğini ve yöntemin restorasyonların ağız içi tamirinde etkili bir metot olabileceğini belirtmişlerdir. Sidhu ve Capp (1990) restorasyonların ağız içinden uzaklaştırılıp yenilenmesinin en ideal yöntem olduğunu ancak bu yöntemin her zaman pratik olmadığını belirterek ağız içi tamir kitlerinin klinik başarılarını karşılaştırmışlardır. Kimmich ve Stappert (2013) bir restorasyonun ağız içinden uzaklaştırılmasının mümkün olmadığı durumlarda restorasyonun ağız içi tamirinin tatmin

edici bir tedavi alternatifi olabileceğini belirtmişlerdir. Hastaların artan estetik beklentileri tam seramik restorasyonların klinik kullanımlarının artmasına, dolayısıyla bu restorasyonlarda meydana gelebilecek kırıkların ağız içi tamirine olan gereksinimin de artmasına neden olmuştur.

Tam seramik restorasyonlarda meydana gelen çatlak ya da kırıklar her zaman travma nedeni ile meydana gelmeyebilir. Bazı olgularda restorasyonların önemli başarısızlık nedenlerinden biri olan endodontik problemlerde (Araujo ve diğerleri, 2016), hekim tam seramik restorasyonun uzaklaştırılırken kırılabileceği riskini de göz önünde bulundurarak endodontik tedavi amacı ile restorasyonun yerinden uzaklaştırılması yerine, restorasyon üzerinden bir frez yardımı ile endodontik giriş kavitesi açılmasını uygun görebilir. Ancak bu işlem de restorasyonda çatlak ve/veya kırık oluşumuna neden olabilir (Gorman, Ray ve Burke, 2016). Ayrıca endodontik tedavi tamamlandıktan sonra hazırlanan endodontik giriş kavitesinin bir kompozit rezin restoratif materyal ile kapatılması gerekmektedir. Kavitenin sızdırmaz ve kalan seramik materyale destek olabilecek şekilde onarılması hem endodontik tedavinin, hem de restorasyonun klinik başarısını etkiler.

Hastaların estetik beklentilerinin ve CAD/CAM sistemlerinin ulaşılabilirliğinin artması, diş hekimliği pratiğinde CAD/CAM sistemleri ile kullanılan tam seramik restorasyonların da kullanımlarının artması ile sonuçlanmıştır. Materyalin artan kullanım oranları hekimleri klinik pratiğinde karşılaştıkları başarısızlıkların çözümü noktasında da arayışa itmiştir. Daha önce de belirttiğimiz gibi, seramikte meydana gelen çatlak ve/veya kırık klinikte sıklıkla karşılaştığımız başarısızlık nedenlerinden bir tanesidir (Araujo ve diğerleri, 2016). Literatürde tam seramik restorasyonlarda sıklıkla gözlenen kırık nedenleri; materyalin iç yapısından kaynaklanan defektler, travma ve parafonksiyonel alışkanlıklar olarak sıralanmıştır (Blum ve diğerleri, 2011). Genel olarak; defektli restorasyonun tamiri, değiştirilmesi ile kıyaslandığında daha avantajlıdır (Rathke, Tymina ve Haller, 2009; Ozcan ve diğerleri, 2009). Yüksek maliyetli, diş dokusunda daha fazla madde kaybı veya travma ile sonuçlanabilen restorasyonun tamamen yenilenmesi yerine, minör problemlerin restorasyonların tamamen uzaklaştırılmadan ağız içinde kompozit rezin restoratif materyal kullanılarak tamir edilmesi sıklıkla tercih edilen pratik bir klinik uygulamadır (Elsaka, 2015). Bu çalışmada ön bölge estetik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen lityum

disilikat seramik bloklara uygulanabilecek ağız içi tamir materyalleri ve yöntemleri değerlendirilmiştir.

Restorasyonda bir kırık meydana geldiğinde, kırık hattının mikromekanik retansiyon ve kimyasal bağlanma elde etmek için pürüzlendirilmesi ve temizlenmesi yüksek kalitede dayanıklı bir tamir restorasyonu elde edilmesi açısından önemlidir (Kara, Dilber, Koc, Ozturk ve Bulbul, 2012; Saraç , Saraç , Külünk ve Erkoçak , 2013). Dental seramik ile kullanılan tamir materyali arasında bağlanma dayanımın arttırılması için yapılacak yüzey hazırlama işlemleri önem kazanmaktadır. Literatürde bu konu ile ilgili yapılmış pek çok çalışma mevcuttur (Kimmich ve Stappert, 2013). Seramik yüzeyinin bağlanma dayanımının arttırılması amacı ile pürüzlendirilmesi tercih edilen bir klinik uygulamadır. Yapılan çalışmalarda yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemi bir frez yardımı ile mekanik olarak, hidroflorik asit, fosforik asit, asidüle fosfat florit veya bunların kombinasyonu ile kimyasal olarak ya da bir lazer yardımı ile gerçekleştirilmiştir. (Diaz-Arnold, Wistrom, Aquilino ve Swift, 1993; Ebrahimi Chaharom , Pournaghi Azar, Mohammadi ve Nasiri, 2018; Ferrando, Graser, Tallents ve Jarvis, 1983).

Günümüzde önerilen seramik kırıklarının ağız içi onarımları kırık yüzeylerin ön hazırlığı ve rezin kompozit gibi bir tamir materyalinin kullanılmasını içerir (Fabianelli ve diğerleri, 2010; Robbins, 1998). Rezin kompozit, düşük maliyet, iyi estetik ve kolay kullanım özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Panah, Rezai ve Ahmadian, 2008). Cam seramik / rezin kompozit arasındaki bağ, aralarındaki fiziksel ve kimyasal etkileşime dayanır ve uzun süreli klinik başarı için anahtar faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir (Tian, Tsoi, Matinlinna ve Burrow, 2014). Bağlanmanın fiziksel modifikasyonu, seramik yüzeyinin hazırlığını içerir. Yüzey hazırlığı bağlanma alanını artırarak kompozit ve seramik arasındaki bağlanma dayanımını arttırır (Sundfeld Neto ve diğerleri, 2015). Ek olarak, silan solüsyonunun uygulanması, rezin kompozite cam seramik üzerine kimyasal olarak bağlama yeteneği sağlar (Blatz ve diğerleri, 2003). Tamir materyalinin yerleştirilmesi öncesi uygulanan yüzey hazırlama işlemleri, mikro yapısına ve kimyasal birleşimine göre seramik yüzeyinde farklı derecelerde mikroporoziteler veya düzensizlik oluşturur. Önceden işlenmiş seramik yüzeylerin topografyası, mekanik ve kimyasal bağların oluşumunu ve dayanımını önemli ölçüde etkiler (Phoenix ve Shen, 1995). Bu nedenle, iyi bir bağlanma sağlamak için, tamir materyalinin yerleştirilmesi öncesi kırık seramik

yüzeyinin hazırlanması önerilmiştir (Blixt ve diğerleri, 2000). Bu yüzey hazırlama işlemleri elmas frezlerle aşındırma, kumlama, hidroflorik asit veya fosforik asit ile kimyasal aşındırma ve bu tekniklerin kombinasyonları olarak tanımlanmıştır (Saraç ve diğerleri, 2013; Saracoglu ve diğerleri, 2004).

Seramik yüzeylere uygulanan hazırlık işlemleri, daha yüksek bir bağlanma dayanımı sağlarken, uygulanan hazırlık işleminde kullanılan materyalin konsantrasyonunun ve uygulama süresinin arttırılması, seramiği zayıflatabilir ve bağlanma dayanımını azaltabilir (Kimmich ve Stappert, 2013).

Silan bağlantı ajanları, bağlanmayı destekler, organik ve inorganik yüzeylerle kimyasal bir bağ oluşturur. Böylece, seramik yüzeylerin ıslanabilirliğini ve düşük viskoziteli rezinlerin akışkanlıklarını arttırır (Fabianelli ve diğerleri, 2010).

Çalışmamızda lityum disilikat seramik materyali yüzeyine 50 µm Al_2O_3 tozu ile kumlama, %37'lik ortofosforik asit uygulaması, %5 ve %9'luk hidroflorik asit uygulaması, asitlerin ısıtarak uygulanması ve bu uygulamaların kombinasyonlarını karşılaştırdık. Sonuçlar; bu çalışmada test edilen intraoral tamir için kullanılan yüzey ön hazırlık teknikleri ile gruplar arasında farklı bağlanma değerleri elde edildiğini göstermektedir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; grupların ortalama makaslama bağlanma değerlerine bakıldığında en yüksek değer kumlama ve takiben ısıtılan %9'luk hidroflorik asit uygulanan grupta 22,11 MPa olarak bulundu, fakat bu grup kumlama ve takiben %9'luk hidroflorik asit uygulanan grup ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. En düşük ortalama makaslama bağlanma değerleri kontrol grubunda, 9,53 MPa olarak bulundu. Bunu 11,05 MPa ortalama bağlanma dayanımına sahip olan kumlama grubu (Ku) izlenmektedir. Daha önceki çalışmalar ağız içi tamir sistemlerinin bağlanma dayanımı değerlerini 3,08-26,6 MPa aralığında ölçmüşlerdir (Frankenberger ve diğerleri, 2015; Kukiattrakoon ve Thammasitboon, 2007; Shiu ve diğerleri, 2007). Bu çalışmalarda gözlemlenen değerler, çalışmamızda elde ettiğimiz değerlerle uyumluluk göstermektedir.

Bir seramik materyal ile rezin kompozit arasındaki bağlanma kuvveti çok karmaşık bir konudur, çünkü seramik yüzeyin mikroyapısı, rezin kompozit viskozitesi ve seramik materyalinin mekanik özellikleri gibi birçok faktörü içerir. Farklı yüzey ön hazırlık

yöntemleri, farklı seramik materyaller de farklı topografik değişiklikler meydana getirir ve bu nedenle farklı bağlanma kuvveti sonuçları ortaya çıkabilir.

Her ne kadar seramik yüzeyine uygulanan agresif bir yüzey hazırlama işlemi, başlangıçta yüksek bir bağlanma kuvveti elde edilmesini sağlasa da, kumlama veya hidroflorik asitle aşındırma sonrası oluşan derin mikropürüzlülük seramik yüzeyinde bozulmaya neden olabilir ve mikro çatlakların oluşumunu arttırabilir. Seramik yüzeyinde oluşan bozulma ve mikro çatlaklar da restorasyonun ve/veya restorasyon yüzeyine uygulanan tamir materyalinin uzun dönem klinik başarısını olumsuz etkiler (Maruo, Nishigawa, Irie, Yoshihara, Matsumoto ve Minagi, 2017). Bu nedenle, materyali zayıflatmadan daha yüksek bağlanma dayanımı elde edebilmek için, seramik yüzeyine güvenle uygulanabilecek alternatif yüzey hazırlık işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda, Al_2O_3 tozu kullanarak lityum disilikat örneklerinin kumlanması, bazı gruplarda makaslama bağlanma kuvvetini arttırmaya yardımcı oldu. Isıtılmış %9'luk hidroflorik asit ile pürüzlendirme işleminden önce kumlama uygulanması, %9'luk hidroflorik asitin tek başına uygulandığı gruba oranla makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artışa neden oldu. Öte yandan, tek başına kumlama (Ku) grubu (11,05 MPa), kontrol grubu (9,53 MPa) ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerinde anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Al_2O_3 tozu kullanılarak yapılan kumlama işleminin tek başına kompozit rezin tamir materyalinin seramik yüzeyine olan makaslama bağlanma kuvvetini etkilememiş olması çalışmamızda uygulanan kumlama süresinin kısa olması ile açıklanabilir. Colares ve diğerleri (2013), lityum disilikat seramik örneklerinin kompozit rezin restoratif materyal ile tamiri öncesi uygulanan farklı yüzey hazırlama işlemlerinin bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, sadece Al_2O_3 tozu kullanılarak yapılan yüzey hazırlık işleminin %9,5 oranında hidroflorik asit ile kimyasal pürüzlendirmeyi takiben silan uygulanan grup ile kıyasladığında anlamlı oranda daha düşük değerler gösterdiğini bulmuşlardır. Çalışmada Al_2O_3 tozu bizim çalışmamız ile benzer şekilde 10 mm mesafeden ve 5 sn süre ile uygulanmıştır. Araştırmacılar hidroflorik asit ile kimyasal pürüzlendirme işlemi ve silan uygulaması işlemini lityum disilikat seramiklerin yüzey hazırlık işlemlerinde önerilen bir yöntem olarak tanımlarken, kumlama uygulamasından kaçınılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Ahrari ve diğerleri (2017) tarafından yapılan bir çalışmada lityum disilikat yüzeylere, intraoral kumlama cihazı ile cihazın ucu seramik yüzeye dik olacak şekilde 10 mm mesafeden, 50 µm alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri, 15 saniye boyunca ve 2.5 bar basınç altında uygulanmış ve makaslama bağlanma dayanımı incelenmiştir. Araştırmacılar kumlama işlemi uygulanan grubun, diğer yüzey hazırlık yöntemleriyle karşılaştırdığında en düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiği ve kumlamanın lityum disilikat seramik yüzeyinde klinik olarak önerilmediğini belirtmişlerdir.

Gonzalez ve Mejia (2018) tarafından yapılan bir araştırmada, kumlamanın asitle pürüzlendirme ile kıyaslandığında daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösteren bir yüzey hazırlık işlemi olduğu; ancak hidroflorik asit yokluğunda alternatif bir bir seçenek olabileceği vurgulamıştır.

Kumlama veya pürüzlendirme prosedürleri önce seramiklerin zayıf camsı fazını eritir ve yongaları uzaklaştırır. Elde edilen yüzeyin morfolojisi, matriks ve kristal oranına ve kristallerin boyut dağılımına bağlı olarak değişir (Wolf, powers ve O'Keefe, 1993). Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde etkili olduğu kanıtlanmıştır ve genellikle diş hekimliği alanında kullanılır. Ancak hava basıncını düzenlemek ya da aşındırıcı püskürtme yönünü ayarlamak zordur. Bu nedenle aşırı kumlama işlemi seramik yüzeylerde mikro çatlak ve kırıntı oluşumuna neden olur. Asit ile yapılan kimyasal pürüzlendirme işlemi, seramik yüzeylerin mikro yapılarını değiştirmek için nispeten daha az agresif bir yöntemdir (Brentel ve diğerleri, 2007; Kukiattrakoon ve Thammasitboon, 2012; Stangel, Nathanson ve Hsu, 1987).

Ancak hidroflorik asit, tehlikeli bir madde olarak sınıflandırılır. Hidroflorik asit hücrelere yayıldığında, metabolizmalarını bozarak ağır yanıklara neden olur ve onları öldürebilir (Della Bona ve Anusavice, 2002). Bu nedenle, bazı araştırmacılar hidroflorik asitin iyi bağlanma kuvveti sağlamadaki etkinliğine ragmen, intraoral işlemler için kullanılmaması gerektiğini savunmaktadır (Della Bona ve Anusavice, 2002; Schmage ve diğerleri, 2003; Shiu, De Souza-Zaroni, Eduardo Cde ve Youssef, 2007). Hidroflorik asitle seramiğin pürüzlendirilmesi çok etkili bir yöntem olsa da, hidroflorik asit oldukça koroziv bir sıvıdır ve doku ile teması oldukça tehlikelidir. İntraoral pürüzlendirici olarak hidroflorik asit jelin

kullanılması tartışmalıdır. Fosforik asit hidroflorik asit gibi kostik ajanların kullanımını azaltmak için bir alternatif olarak sunulmuştur. Fosforik asitle pürüzlendirme sonrası temiz, yüksek enerjili ve mikropürüzlü yüzeyler elde edilebileceği ileri sürülmüştür.

Hidroflorik asitin, güçlü, aşındırıcı ve çok toksik bir kimyasal madde olması nedeni ile fosforik asit, lityum disilikat cam seramiklerin bağlanma kuvvetini arttırmak için alternatif bir pürüzlendirme yöntemi olarak önerilmiştir. Fosforik asitle pürüzlendirme işleminin seramik yüzeyinde mikro çatlaklar oluşturma riski yüksek olan kumlama işlemine ve kostik bir ajan olan hidroflorik asit ile kimyasal pürüzlendirme işlemine bir alternatif olabileceği düşünülmüştür. Fosforik asitle pürüzlendirme işleminin rezin-seramik bağlanmasını iyileştirmek için silan uygulaması ile birleştirilmesi durumunda, seramik yüzey üzerine sadece ince bir silan birleştirici ajan kaplanması gerektiği belirtilmiştir (Maruo ve diğerleri, 2017). Fosforik asit ile pürüzlendirme, diş dokuları ve restoratif materyaller için popüler bir intraoral yüzey hazırlık yöntemi olarak ortaya çıkmıştır (Sheets, Wilcox, Barkmeier ve Nunn, 2012). Hidroflorik asit ve asitleştirilmiş fosfat florür ile pürüzlendirme gibi fosforik asitle pürüzlendirme işlemi de intraoral olarak temiz, yüksek enerjili ve mikro pürüzlü yüzeyler üretebilir. Fosforik asitle aşındırma tarafından oluşturulan mikroporozite mikromekanik retansiyon sağlar, ancak hidroflorik asit ve asitlendirilmiş fosfat florür ile oluşturulandan daha zayıf olabilir (Maruo ve diğerleri, 2017).

%37 fosforik asit ile pürüzlendirme çoğunlukla kompozitin dişe bağlanması için kullanılan bir yöntemdir ve seramik yüzeylerde güvenilir bir bağlanma sağlamak için yeterli değildir. Fosforik asit ve seramik yüzey arasında kimyasal bir reaksiyon olmadığı bilinmektedir (Kato ve diğerleri, 2000; Meng, Yoshida ve Atsuta, 2008).

Huang ve diğerleri (2013), lityum disilikat esaslı seramiklere farklı yüzey işlemleri sonrası kompozitin bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini karşılaştırmışlardır. Bu işlemler, fosforik asitin 60 sn uygulanması, hidroflorik asitin 30 sn uygulanması ve bu asitlerin diğer yüzey hazırlık işlemleri ile kombinasyonlarını içerir. SEM analizi ile, hidroflorik asit ile hazırlanan seramik yüzeylerin, fosforik asitle hazırlanan yüzeylerden daha pürüzlü olduğu gösterilmiştir. Artan yüzey pürüzlülüğü, muhtemelen, adeziv ve seramik arasındaki mikromekanik bağlanma kuvvetini arttırmıştır. Buna karşılık, bu çalışmaya göre, fosforik asitle pürüzlendirme, lityum disilikat esaslı seramiklere bağlanma kuvvetinin arttırmasında

çok az etkili olmuştur. Fosforik asitle pürüzlendirme işleminden sonra, seramik yüzey temizlenmiş, ancak yüzey pürüzlülüğü arttırılmamıştır.

Hailen ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmada fosforik asit ve hidroflorik asit ile pürüzlendirdikleri lityum disilikat cam seramiklerin yüzey pürüzlülükleri ve bağlanma dayanımlarını değerlendirmişler ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilen örneklerin fosforik asit ile pürüzlendirilen örneklere kıyasla hem daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini hem de daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Peter Shiu ve diğerleri (2007) yaptıkları bir çalışmada, feldspatik seramikler %37'lik fosforik asit, %10'luk hidroflorik asit, %1,23'lük asidüle fosfat florür (APF) kullanılarak kimyasal olarak, kumlama ve Er: YAG lazer kullanılarak mekanik olarak pürüzlendirilmiş ve rezin simanın seramik ile bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı kumlama işlemi sonrası hidroflorik asit ile pürüzlendirilen grupta elde edilmiştir. En düşük bağlanma dayanımı ise fosforik asit, APF, Er: YAG lazer ve kontrol grubunda elde edilmiştir.

Maruo ve diğerleri (2017) lityum disilikat cam seramik örneklerin yüzeyini %36'lık fosforik asit ve %5'lik hidroflorik asit ile püzürlendirdikleri çalışmalarında, en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerini kumlama işlemini takiben hidroflorik asit ile pürüzlendirdikleri ve silan uyguladıkları grupta elde ederken, en düşük bağlanma dayanımı değerini ise fosforik asit ile pürüzlendirme yaptıkları grupta elde etmişlerdir. Araştırmacılar hidroflorik asitin tek başına uygulandığı grupta ortalama makaslama bağlanma dayanımını 26,21 MPa olarak bulurken fosforik asitin tek başına uygulandığı grupta bu değer 1,32 MPa olarak bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da, fosforik asit ile pürüzlendirme yapılan gruplar kontrol grubu ile kıyaslandığında makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Bu bulgu daha önce yapılan çalışmalardan elde edilen bulguları desteklemektedir.

Fosforik asit uygulaması her ne kadar makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artışa neden olmasa da, farklı yüzey hazırlama işlemleri sonrası yüzeyin temizlenmesi amacı ile kullanılabilir. Neis ve diğerleri (2015) tam seramik blokların yüzey enerjisini artırmak için,

farklı yüzey hazırlık protokollerinden sonra yüzeylerin fosforik asit ile temizlenmesini önermiştir.

Florürün silikona afinitesi nedeniyle, hidroflorik asit seramiğin cam matriksini seçici olarak kaldırabilme özelliğine sahiptir. Genel olarak silika bazlı tam seramik restorasyonlarda yüksek bağlanma dayanımı elde etmek için en çok tercih edilen yüzey hazırlık yöntemi, hidroflorik asit (HF) çözeltileri ile pürüzlendirme ve takiben silan bağlayıcı uygulamasıdır. Hidroflorik asit uygulama kolaylığı, etkinliği ve ucuz olması nedeni ile diş hekimliği pratiğinde sıklıkla tercih edilmektedir (Panah ve diğerleri, 2008).

Asitle pürüzlendirme dinamik bir işlemdir ve etki; asit tipine, konsantrasyonuna, uygulama süresine, seramik yapısına ve kompozisyona bağlıdır (Addison, Marquis ve Fleming, 2007). Zayıf cam fazın tercihli bir şekilde çözülmesine ve yeni yüzey kusurlarının ortaya çıkmasına veya önceden var olanların genişletilmesine neden olur (Addison ve diğerleri, 2007; Borges, Sophr, deGoes, Correr ve Chan, 2003). HF ile pürüzlendirme, mekanik kilitleme için gerekli pürüzlülüğü sağlar; bununla birlikte, aşırıya kaçmak, porseleni zayıflatır ve bağlanma kuvvetini azaltır (Addison ve diğerleri, 2007).

Jardel ve diğerleri (1999) silanla kombine hidroflorik asit jelin seramik yüzeyler için en etkili yüzey hazırlama işlemi olduğu sonucuna varmıştır. Zogheib ve diğerleri (2011) lityum disilikat seramik örneklerini farklı sürelerde %4,9'luk hidroflorik asit ile pürüzlendirdikleri çalışmalarında kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, tüm hidroflorik asit gruplarının pürüzlülük değerlerinin anlamlı derecede arttığını belirtmişlerdir. Wolf ve diğerleri (1993) tarafından da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Araştırmacılar farklı sürelerde %9,5'luk HF ile pürüzlendirilmiş feldspatik seramiklerin yüzey özelliklerini incelemişler ve pürüzlülük ile pürüzlendirme süresi arasında pozitif bir korelasyon bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda, %9'luk HF ile pürüzlendirilen seramik örneklerin makaslama bağlanma dayanımı fosforik asit ve kontrol grubu ile kıyaslandığında daha yüksek olarak bulunmuştur. Bu sonucun test edilen seramiğin (lityum disilikat), yüksek silikat ağırlık yüzdesine sahip bir cam matriks doldurucu içermesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Yüzey hazırlığının etkinliği, seramiklerin bileşimine büyük ölçüde bağlıdır. Yüksek alümina

içerikli ve cam fazı içermeyen seramikler hidroflorik asit ile yeterince pürüzlendirilemezken lityum disilikat gibi yüksek cam matriks içeriğine sahip kompozitler bağlanma dayanımını anlamlı oranda arttıracak derecede pürüzlendirilebilir (Borges ve diğerleri, 2003; Della Bona ve Anusavice, 2002).

Asit uygulaması seramik materyallerin camsı fazına etki eder ve silika oksitlerin açığa çıkmasına neden olur. Seramik yüzeyinde meydana gelen bu topoğrafik değişiklikler mikromekanik retansiyonu arttırır. Bunun yanında açığa çıkan silika oksitler silan bağlayıcı ajan ile kimyasal bağlantı oluşturur (Barentel ve diğerleri, 2007).

Maruo ve diğerleri (2017) fosforik asit ve hidroflorik asit ile seramik yüzeyinde yapılan pürüzlendirmeler sonrası yüzey topografisinde gözlenen değişiklikleri SEM ile incelemişler ve hidroflorik asitin lityum disilikat cam seramikler ile etkileşime girerek yüzeyden önemli oranda materyal çözünmesine neden olarak pöroz bir yüzey oluşmasını sağlarken fosforik asit ile yapılan pürüzlendirmenin sadece yüzeyel bir modifikasyon sağlayarak yüzeyde minimum pürüzlendirme oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Daha önceki çalışmalardan elde edilen bu bilgiler ışığında, çalışmamızda hidroflorik asit gruplarında daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı elde edilmesinin, hidroflorik asitin fosforik asite oranla test edilen lityum disilikat cam seramiklerin yüzeyinde daha fazla çözünmeye neden olarak daha pürüzlü bir yüzey oluşturmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, seramik yüzeyini pürüzlendirmek için adeziv ve kompozit rezin uygulanmadan önce, pürüzlendirme için hidroflorik asit kullanılması makaslama bağlanma dayanımını arttırdı. Ancak tek başına hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin işleminin kumlama, hidroflorik asit ve ısı kombinasyonu kullanmak kadar etkili olamadığı gözlendi. Intraoral kumlamanın hidroflorik asit ve ısı ile birleştirilmesi, tek başına hidroflorik asit veya fosforik asit veya kumlama uygulamalarından daha etkilidir. Kumlama işleminin LED ışık cihazı ile ısıtılmış %9'luk hidroflorik asit ile birlikte kullanıldığı (Ku + %9HF + LED) grupta ortalama bağlanma kuvveti 22,11 MPa iken, hidroflorik asitin tek başına kullanıldığı gruptaki ortalama bağlanma kuvveti (HF) 15,47 MPa olarak bulundu. Kumlamanın tek başına kullanıldığı grupta (Ku) ortalama bağlanma kuvveti 11,05 MPa idi. Bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlendi ($p < 0,05$).

Oh w. ve Shen (2003) farklı seramik türlerinde Al_20_3 ile kumlama ve hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin kombinasyonunun tek başına bu yöntemlerden birini kullanmaktan istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar hidroflorik asit ile pürüzlendirme sonrası en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini lityum disilikat ile güçlendirilmiş deneysel seramik grubunda elde etmişlerdir. Floroapatit esaslı seramik kullandıkları grupta ise tek başına kumlama uygulaması ve tek başına hidroflorik asit ile pürüzlendirme arasında anlamlı bir fark gözlenmediğini belirtmişlerdir. Kumlama uygulaması, sonrası hidroflorik asit uygulaması işlemlerin tek başına uygulanmasına göre anlamlı oranda daha yüksek sonuçlar elde edilmesine neden olmuştur.

Bo-Kyoung Kim ve diğerleri (2005); farklı seramik yüzey hazırlık işlemlerinin, kompozit rezin ile seramik yüzeyi arasındaki gerilme bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada; 50 µm alümina partikülleri kullanılarak yapılan kumlama işlemi ve %4'lük hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin birlikte uygulanmasının bu işlemlerin tek başına uygulanması ya da kontrol grubu ile kıyaslandığında anlamlı oranda daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu bulgular bizim çalışmamızda elde edilen sonuçları desteklemektedir.

Neis CA ve diğerleri (2015), feldspatik, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kompozit rezin ile tamiri öncesi uygulanan farklı yüzey hazırlık işlemlerini değerlendirdikleri çalışmalarında; uygulanan yüzey hazırlık işleminin tamir işleminin başarısının anahtarı olduğunu belirtmişlerdir. Seçilecek yüzey hazırlık işleminin, tamiri gerçekleştirecek seramik türüne göre belirlenmesi gerektiğini bildiren araştırmacılar, lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde tribokimyasal kaplama yöntemini; feldspatik seramiklerde elmas frez ile pürüzlendirme işlemini önerirken, lityum disilikat ile güçlendirilen cam seramiklerde ise %10'luk hidroflorik asit ile yapılacak pürüzlendirme işlemini önermişlerdir.

Colares ve arkadaşları (2013), lityum disilikat seramiklerin kompozit rezin ile tamirinde farklı yüzey hazırlık işlemlerinin etkilerini mikrogerilim bağlanma dayanımı testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında hidroflorik asit ile pürüzlendirmeyi takiben silan uygulamasının etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar lityum disilikat ile

güçlendirilmiş cam seramiklerin yüzeyinde kumlama işleminin önerilmediğini ve kaçınılması gereken bir uygulama olduğunu belirtmişlerdir. Chen ve diğerleri (1982) kumlama uygulamasının seramik yüzeyinde morfolojik değişikliklere ve hacimsel kayıplara neden olduğunu, bu nedenle lityum disilikat seramiklerde kaçınılması gereken bir uygulama olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da tek başına kumlama uygulanan grupta kontrol grubu ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunmadı. Kumlama işleminin makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir farka neden olmamasının, test edilen seramik türü ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullanılan seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş bir cam seramikti ve yukarıda bahsedilen çalışmalarda da belirtildiği gibi kumlama işlemi lityum disilikat seramiklerin yüzey özelliklerini bozarak bağlanma dayanımını olumsuz etkilemektedir. Bu bilgi bizim çalışmamızdan elde edilen sonuçları desteklemektedir.

Genel olarak, başlangıçtaki kimyasal reaksiyon hızı, reaktanların konsantrasyonu, sıcaklık ve basınca bağlıdır. Ek olarak ısı, kimyasal reaksiyon hızını kuvvetli bir şekilde hızlandırarak katalizör görevi görür. Shintani ve Minagawa (1976); fosforik asitin pürüzlendirme etkinliğinin ısı artışı ile olan korelasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında fosforik asitin ısıtılmasının asitin pürüzlendirme etkinliğini arttırdığını belirtmişlerdir. Hidroflorik asit oldukça toksik bir asittir ve özellikle ağız içi kullanımı tartışmalıdır. Konsantrasyonunun ve uygulama süresinin azaltılması hidroflorik asitin riskini azaltır, ancak pürüzlendirme etkinliği de azalır. Ancak konsatrasyonun azaltılmasının yanında, ısının arttırılması pürüzlendirme etkinliğinde konsatrasyon azalmasına bağlı ortaya çıkan azalmayı tolere edebilir. Bu çalışmada, verimliliklerini artırmak için hidroflorik ve fosforik asitler kullanmadan hemen önce ve kullanım esnasında ısıtılarak daha düşük konsantrasyonda asitlerin yüksek konsantrasyonda asitler ile benzer etki gösterip göstermeyeceği değerlendirildi. Çalışmada, asitleri ısıtmak için iki yöntem kullanılmıştır; Valo ışık cihazı kullanılarak asitlerin ısıtılması ve uygulamadan önce asitlerin su içinde ön ısıtılması.

Fosforik asitin ısıtılmadığı gruptaki ortalama bağlanma kuvveti (FA), 13,30 MPa idi. Valo LED (FA + LED) kullanılarak fosforik asitin ısıtılması, 14,21 MPa makaslama bağlanma

dayanımı sağlamıştır. Sıcak suda 80 ^{o}C'ye (FA + SI) kadar fosforik asitin ön ısıtılması, 12,97 MPa makaslama bağlanma dayanımı sağlamıştır. (Ku + FA) grubunda, makaslama bağlanma dayanımı 12,79 MPa idi ve Valo LED (Ku + FA + LED) ile ısıtıldıktan sonra 13,34 MPa'ya yükseldi. Fosforik asit grupları kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir artış bulunmadı. Isı uygulama işleminden sonra da anlamlı bir farklılık görülmedi. Fosforik asitin lityum disilikat seramiklerin ağız içi tamirinde yüzey hazırlığı amacı ile kullanımının, materyal yüzeyinde yeterince pürüzlendirme yapamaması ve makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir katkı sağlayamadığı daha önce gösterilmiştir (Maruo ve diğerleri, 2017). Bu çalışmanın sonuçları ışığında fosforik asitin ısıtılmasının da yeterli aktivasyon sağlayamadığı ve buna bağlı olarak da yeterli pürüzlendirme sağlayamadığı söylenebilir.

%9 hidroflorik asitin ısıtılmadığı gruptaki ortalama bağlanma dayanımı (%9HF) 15,47 MPa idi. Valo LED (% 9HF + LED) kullanılarak % 9 hidroflorik asitin ısıtılması, 16,75 MPa makaslama bağlanma dayanımı sağlamıştır. Sıcak su içinde % 9 hidroflorik asitin 80 °C'ye (% 9HF + SI) kadar ön ısıtılması, 17,09 MPa makaslama bağlanma dayanımını sağlamıştır. Ku +% 9HF grubunda, makaslama bağlanma dayanımı 18,93 MPa idi ve Valo LED (Ku +% 9HF + LED) ile ısıtıldıktan sonra 22,11'e yükseldi.

%9'luk hidroflorik asitin LED ışık cıhazı ile 10 °C'ye kadar ısıtılmasının, ısıtılmayan benzer gruplar ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmadığı bulundu.

%9'luk hidroflorik asitin sıcak suda 80 °C'ye kadar ısıtılması, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmamıştır. Bu sonucun %9'luk hidroflorik asit ile yapılan yüzey hazırlık işlemleri esnasında yeterince cam matriksin pürüzlendirilmesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Daha önce de belirtildiği gibi lityum disilikat seramiklerde asit ile materyalin aşırı pürüzlendirilmesi, cam matriks yeterince pürüzlendirildikten sonra sonuçta elde edilen uzun dönem makaslama bağlanma kuvvetini seramiğin yapısında meydana gelen bozulmalar nedeni ile olumsuz etkilemektedir.

%5'lik Hidroflorik asitin ısıtılmadığı gruptaki (%5HF) ortalama bağlanma dayanımı 10,94 MPa idi. Sıcak su içinde %5'lik hidroflorik asitin 80 °C'ye (% 5HF + SI) kadar ön ısıtılması,

16,21 MPa makaslama bağlanma dayanımını sağlamıştır. %5'lik hidroflorik asitin sıcak suda 80 °C'ye kadar ısıtılması, ısıtılmayan benzer gruplarla karşılaştırıldığında makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırmıştır. Daha önce de belirtildiği gibi asitlerin ısıtılması aktivasyonlarını arttırarak pürüzlendirme etkinliklerini arttırabilmektedir (Shintani ve Minagawa, 1976). Çalışmamızdan elde edilen bu sonucun ısı uygulamasının hidroflorik asitin aktivasyonunu arttırarak pürüzlendirme etkinliğini arttırmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Bu çalışmadan elde edilen bulgular ışığında; ısı ile hidroflorik asitin aktivasyonunun %5'lik hidroflorik asit ile %9'luk hidroflorik asit ile elde edilen pürüzlendirme etkinliği ile benzer pürüzlendirme etkinliği elde edilebilmesini ve buna bağlı olarak da benzer makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini sağladığı söylenebilir. Bu bulgu daha düşük konsatrasyonlarda hidroflorik asitlerin lityum disilikat seramiklerin ağız içi tamirinde güvenle kullanılabilmesininin önünü açacak bir bulgu olabilir. Ancak ısı uygulamasının materyalin toksisitesini de arttırıp arttırmadığı daha ileri çalışmalar ile değerlendirilmelidir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada lityum disilikat seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, materyalin kompozit rezine bağlanma dayanımına etkileri değerlendirilmiştir. Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde;

Sonuç olarak;

- Silanla kombine hidroflorik asit jelinin kullanımının seramik yüzeyler için çok etkili bir seramik yüzey hazırlama yöntemi olduğu,
- Hidroflorik asitin kumlama ve ısı ile birlikte kullanılmasının, makaslama bağlanma dayanımını artırdığı,
- Hidroflorik asitin tehlikeli olması nedeniyle, kumlama veya farklı asitler gibi diğer alternatif yöntemlerin dikkate alınması gerektiği,
- Hidroflorik asitin ısıtılmasının etkinliğini artırdığı ve daha düşük konsantrasyonlarda daha kısa sürelerde kullanılmasını mümkün kıldığı söylenebilir.

KAYNAKLAR

Abbasi, J., Bertolotti, R. L., Lacy, A. M., & Watanabe, L. G. (1988). Bond strengths of porcelain repair monomers. *Journal of Dental Research, 67*, 223-230.

Abreu, A., Loza, M. A., Elias, F. A., Mukhopadhyay , S., Looney, S., & Rueggeberg , F. A. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 101*(2), 107–18.

Addison, O., Marquis, P. M., & Fleming, G. J. (2007). The impact ofhydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dental Materials Journal , 23*(4), 461-468.

Ahrari, f., Boruziniat, A., Mohammadipour, H. S., & Alirezaei, M. (2017). The effect of surface treatment with a fractional carbon dioxide laser on shear bond strength of resin cement to a lithium disilicate-based ceramic. *Journal of Dental Research, 14*(3), 195–202.

Al Edris, A., Al Jabr, A., Cooley, R. L., & Barghi, N. (1990). SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent, 64*(6), 734-743

Alla, R. K. (2013). *Dental Materials Science* (1st b.). New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, 333-354.

Andersson, M., & Oden, A. (1993, Feb). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand, 51*(1), 59-64.

Anusavice, K. J. (2010). *Phillip's Science of Dental Materials* (11th b.). New Delhi, India: Elsevier, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, 657-714.

Apholt, W., Bindl, A., Lüthy , H., & Mörmann , W. H. (2001). . Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-alumina and InCeram–zirconia bars. *Dental Materials Journal, 17*(3), 260–267.

Araujo, N. S., Moda, M. D., Silva, E. A., Zavanelli, A. C., Mazaro, J. V., & Pellizzer, E. P. (2016). Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: A systematic review. *Quintessence International, 5*, 395-405.

Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M., & Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal , 29*(6), 661–668.

Asgar, K. (1877). Casting metals in dentistry: past-presentfuture. *Adv Dent Res, 2*(1), 33-43.

Awliya, W., Odén, A., Yaman, P., Dennison, J. B., & Razzoog, M. E. (1998). Shear bond strength of a resin cementto densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica, 56*(1), 9-13.

Bailey, J. H. (1989). Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *Journal of Prosthetic Dentistry, 61*(2), 174-177.

Banerjee, A., & Watson, T. F. (2015). *Pickard's Guide to Minimally Invasive Operative Dentistry* (10 ed.). Oxford, GB: Oxford University Press, 100-125.

Barentel, A. S., Ozcan, M., Valandro, L. F., Alarca, L. G., Amaral, R., & Bottino, M. A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldpathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials Journal , 23*(11), 1323-1331.

Beier, U. S., & Dumfahrt, H. (2014). Longevity of silicate ceramic restorations. *Quintessence Int, 45*(8), 637-644.

Beier, U. S., Kapferer, I., Burtscher, D., & Dumfahrt, H. (2012, Jan-Feb). Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont, 25*(1), 79-85.

Belser, U. C., Magne, P., & Magne, M. (1997). Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *Journal of Esthetic Dentistry, 9*(4), 197–207.

Bertolotti, R. L., Lacy, A., & Watanabe, L. G. (1989). Adhesive monomers for porcelain repair. *International Journal of Prosthodontics, 2*(5), 483-492.

Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *The International Journal of Prosthodontics , 15*(5), 451-457.

Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European Journal of Oral Sciences , 112*(2), 197–204.

Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2003). Fracture load of CAD/ CAM-generated slot-inlay FPDs. *The International Journal of Prosthodontics , 16*(6), 653-560.

Blatz, M. B., Sadan, A., & Blatz, U. (2003). The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence International, 34*(7), 542-547.

Blatz, M. B., Sadan, A., & Karen, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent, 89*(3), 268-274.

Blatz, M. B., Sadan, A., Arch, G. H., & Lang, B. R. (2003). In vitro evaluation of longtermbonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *The Journal of prosthetic dentistry*(89), 381-387.

Blixt, M., Adamczak, E., Linden, L. A., Oden, A., & Arvidson, K. (2000). Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *The International Journal of Prosthodontics, 13*(3), 221-226.

Blum, I. R., Jagger, D. C., & Wilson, N. H. (2011). Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 2: All-ceramics and porcelain fused to metal systems. *Dental Update*(38), 150–2, 154–6, 158.

Borges, G. A., Sophr, A. M., deGoes, M. F., Correr, L., & Chan, D. C. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry, 89*(5), 479-488.

Brentel, A. S., Ozcan, M., Valandro, L. F., Alarca, L. G., Amaral, R., & Bottino, M. A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldpathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials Journal , 23*(11), 1323-1331.

Burke, F. J., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. J. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, 16*(4), 158-165.

Calamia, J. R. (1983). Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *The New York State Dental Journal, 53*(6), 255-259.

Canay, S., Hersek, N., & Ertan, A. (2001). Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *Journal of Oral Rehabilitation, 28*(1), 95-101.

Chen, J. H., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative Dentistry, 23*(5), 250-257.

Chen, T. M., & Brauer, G. M. (1982). Solvent effects on bonding organosilane to silica surfaces. *Journal of Dental Research, 61*(12), 1439-1443.

Chong, K. H., Chai, J., Takahashi, Y., & Wozniak, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *The International Journal of Prosthodontics , 15*(2), 183-191.

Claus, H. (1980). *The structural bases of dental porcelain.* Bad Sackingen, Germany: Vita Zhanfabrik, H. Rauter GmBH & Co, 8-17.

Claus, H. (1990, Jan). Vita In-Ceram, a new procedure for preparation of oxide-ceramic crown and bridge framework. *Quintessenz Zahntech, 16*(1), 35-46.

Claus, H., & Rauter, H. (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int Prosthodont, 2*(4), 376-384.

Colares, R. C., Neri, J. R., Souza, A. M., Pontes, K. M., Mendonça , J. S., & Santiago, S. L. (2013). . Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian Dental Journal, 24*(4), 349-352.

Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry, 98*(5), 389-404.

Creugers, N., Snoek, P., & Käyser, A. F. (1992). An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry, 68*(5), 724-731.

Culp, L., & McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 31*(9), 716–725.

Davidowitz , G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America, 55*(3), 559-570.

De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., & Van Meerbeek, B. (2009). Testing bond strength. A review of the literature. *Academy of Dental Materials, Proceedings 2009*.

De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts , P., Braem, M., et al. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research, 84*(2), 118-132.

Della Bona, A. (2009). *Bonding to Ceramics: Scientific Evidences for Clinical Dentistry.* Sao Paulo: Artes Médicas, 170-184.

Della Bona, A., & Anusavice, K. J. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics , 15*(2), 159-167.

Della Bona, A., & Kelly, J. R. (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association, 139 Suppl*, 8-13.

Della Bona, A., & Van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research, 74*(9), 1591-1596.

Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials Journal, 19*(8), 693-699.

Della Bona, A., Shen, C., & Anusavice, K. J. (2004). Work of adhesion of resin on treated Lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials Journal, 20*(4), 338-344.

Denissen , H. W., El-Zohairy, A. A., van Waas , M. A., & Feilzer , A. J. (2002). Porcelain-veneered computer-generated partial crowns. *Quintessence International, 33*(10), 723–730.

Denry, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med, 7*(2), 134-143.

Denry, I. L. (2013). How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater, 29*(1), 85-96.

Denry, I. L., Mackert, J. R., Holloway, J. A., & Rosenstiel, S. F. (1996, Dec). Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res., 75*(12), 1928-1935.

Derand, R., Molin, M., & Kvam, K. (2006). Bond strength of a composite luting agent to alumina ceramic surfaces. *Acta Odontologica Scandinavica, 64*(4), 227-230.

Dhillon, J., Tayal, S. C., Tayal, A., Amita, & Kaur, A. D. (2012). Clinical aspects of adhesion of all ceramics: An Update. *Ind J Dent Sci, 4*(4), 123-126.

Diaz-Arnold, A. M., Wistrom, D. W., Aquilino, S. A., & Swift, E. J. (1993). Bond strengths of porcelain repair adhesive systems. *American Journal of Dentistry, 6*(6), 291-294.

Donovan, T. E. (2008). Factors Essential for Successful All-Ceramic Restorations. *Journal of the American Dental Association, 139*(Supplement 4), 145-185.

Drummond , J. L., Sakaguchi, R. L., Racean, D. C., Wozny, J., & Steinberg, A. D. (1996). Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research, 32*(4), 533–541.

Dumfahrt, H., & Schäffer, H. (2000). Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II- clinical results. *The International Journal of Prosthodontics, 13*(1), 9-18.

Duret, F., & Preston, J. D. (1991, Apr). CAD/CAM imaging in dentistry. *1*(2), 150-154.

DV, S. R., Alla, R. k., Alluri, V. R., & MAKV, R. (2014). A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering, 2*(3), 28-35.

Ebrahimi Chaharom , M. E., Pournaghi Azar, F., Mohammadi, N., & Nasiri, R. (2018). Effect of surface preparation with Nd:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on the repair bond strength of lithium disilicate glass ceramic to a silorane-based composite resin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects, 12*(1), 12-17.

Edward, A., McLaren, & Phong, T. C. (2009). Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Inside Dentistry, 5*(9), 739-745.

Elsaka, E. S. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal, 34*(2), 161–167.

Ersu, B., Yuzugullu, B., Yazici, A. R., & Canay, S. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass infiltrated alumina ceramics prepared using various surface conditioning method. *J Dent, 37*(11), 848-865.

Esquivel-Upshaw, J. F., Chai, J., Sansano, S., & Shonberg, D. (2001). Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics, 14*(3), 284-288.

Esquivel-Upshaw, J. F., Young, H., Jones, J., Yang, M., & Anusavice, K. J. (2008). Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *The Int J Prosthodont*, 21(2), 155-160.

Fabianelli, A., Pollington, A., Papacchini, F., Goracci, C., Cantoro, A., Ferrari, M., et al. (2010). The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry*(38), 39-43.

Fasbinder , D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *The Journal of the American Dental Association, 141 Suppl 2*, 10-14.

Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 31*(9), 702-704, 706, 708-709.

Ferrando, J. M., Graser, G. N., Tallents, R. H., & Jarvis, R. H. (1983). Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 50*(1), 44-50.

Filho, A. M., Vieira, L. C., Arau´ jo , E., & Monteiro Ju´ nior , S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics, 13*(1), 28–35.

Fischer, H., & Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental Materials Journal, 18*(1), 12-19.

Fons-Font, A., Solá-Ruíz, M. F., Granell-Ruíz, M., Labaig-Rueda, C., & Martínez-González, A. (2006). Choice of Ceramic for Use in Treatments with Porcelain Laminate Veneers. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal, 11*(3), 297-302.

Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, , M., & Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with procera all-ceramic crowns. *Quintessence International*(36), 105-113.

Fradeani, M., Redemagni, M., & Corrado, M. (2005). Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation- a retrospective study. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 25*(1), 9-17.

Frankenberger, R. (2012). Korrektur zahnärztlicher Restaurationen. *Zahnärztliche Mitteilungen, 102*(22), 32-41.

Frankenberger, R., Kramer, N., & Sindel, J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent, 25*(3), 209-215.

Frankenberger, R., Hartmann, V. E., Krech, M., Krämer , N., Reich, S., Braun, A., et al. (2015). Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry, 18*(1), 9-20.

Freedman, M., & Quinn, F. (2007). Sullivan M. Single unit CAD/DAM restorations: a literature review. *J Irish Dent Assoc, 53*(1), 38-45.

Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J., & Goldberg, J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fibre reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry, 80*(3), 311-8.

Garber, D. A., & Goldstein, R. E. (1994). *Porcelain and composite ınlays and onlays: esthetic posterior restorations.* Quintessence, Chicago: Quintessence Publishing.

Ghassemi-Tary, B. (1979). Direct bonding to porcelain: An Invitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop, 76*(1), 80-83.

Giordano , R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association, 137 suppl*, 14-21.

Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 31*(9), 682-684.

Gonzalez, A. C., & Mejia, E. D. (2018). Alternatives of surface treatments for adhesion of lithium disilicate ceramics. *Revista Cubana de Estomatología, 55*(1), 59-72.

Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., et al. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences, 112*(4), 353–361.

Gordan, W., Mjör , I. A., Blum, I. R., & Wilson, N. F. (2003). Teaching students the repair of resin based composite restorations: a survey of North American dental schools. *J Am Dent Assoc, 134*(3), 317-323.

Gorman, C. M., Ray, N. J., & Burke, F. M. (2016). The effect of endodontic access on all-ceramic crowns: A systematic review of in vitro studies. *Journal of Dentistry, 53*, 22-29.

Gorodovsky, s., & Zidan, O. (1992). Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent, 68*(2), 269-274.

Gregory, W. A., & Moss, S. M. (1990). Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Operative Dentistry, 15*(1), 18-22.

Grossman, D. G. (1991). *Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramic. In: Proceedings of the international symposium on computer restorations.* 103-114: Proceedings the International Symposium on Computer Restorations, 88-97.

Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J., & Silva, N. R. (2011). All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dental Clinics of North America, 55*(2), 333-352.

Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, R. A., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *The International Journal of Prosthodontics , 23*(5), 434–42.

Guvenc, B. (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: Yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angles Orthodontics, 77*(1), 117-123.

Hailan, Q., Lingyan, R., Rongrong, N., & Xiangfeng, M. (2017). Effect of hydrofluoric acid concentration on the surface morphology and bonding effectiveness of lithium disilicate glass ceramics to resin composites. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology, 35*(6), 593-597.

Heffernan, M. J., Aquillino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative Translucency of Six All-Ceramic Systems. Part II: Core and Veneer Materials. *Journal of Prosthetic Dentistry, 88*(1), 10-15.

Helvey, G. A. (2013). Classification of dental ceramics. *Inside Dentistry*, 62-76.

Hickel, R., & Manart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry, 3*(1), 45-64.

Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical. *Silicon, 3*(3), 117-123.

Hooshmand , T., Rostami, G., Behroozibakhsh , M., Fatemi, M., Keshvad, A., & van Noort, R. (2012). Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Journal of Dentistry, 40*(2), 139-145.

Horn, H. R. (1983, Oct). Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am, 27*(4), 671-84.

Huang, B. R., Wang, X. Y., & Gao, X. J. (2013). Effects of different surface treatments on ceramic repairs. *Chinese Journal of Dental Research, 16*(2), 111-7.

International Organization for Standardization. (2003). Dental materials testing of adhesion to tooth structure. Technical specification no. 11405.

Janda, R., Roulet, J. F., Wulf, M., & Tiller, H. J. (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials Journal , 19*(6), 567-573.

Jardal, V., Degrange, M., Picard, B., & Derrien, G. (1999). Surface energyof etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics, 12*(5), 415-418.

Johnes, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am, 29*(4), 621-644.

Kara, H. B., Dilber, E., Koc, O., Ozturk, A. N., & Bulbul, M. (2012). Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers in Medical Science, 27*(2), 267-272.

Kato, H., Matsumura, H., & Astuta, M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of Oral Rehabilitation, 27*(2), 103-110.

Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 81*(6), 652-661.

Kelly, J. R. (2008). Dental Ceramics: What Is This Stuff Anyway? *Journal of the American Dental Association, 139 Suppl*, 4-7.

Kelly, J. R., & Benett, P. (2011). Ceramic Materials in Dentistry: Historical Evolution and Current Practice. *Australian Dental Journal, 56 suppl 1*, 84-96.

Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent, 75*(1), 18-32.

Kern, M., & Sturb, J. R. (1998). Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. *Journal of Dentistry, 26*(3), 245-249.

Kern, M., & Thompson, V. P. (1994). Sandblasting and silica coating of a glassinfiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry, 71*(5), 453-461.

Kern, M., Barloi, A., & Yang, B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research, 88*(9), 817-22.

Keshvad , A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., & van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics, 20*(7), 535–540.

Kim, B. K., Bae, H. E., Shim, H. E., Shim, J. S., & Lee, K. W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 94*(4), 357-362.

Kim, T. H., Jivraj, S. A., & Donovan, T. E. (2006). Selection of luting agents: Part 2. *Journal of the California Dental Association, 24*(2), 161-166.

Kimmich, M., & Stappert, C. F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc, 144*(1), 31-44.

Küçük , E. B., & Kunt Ergün , G. (2012). Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi J Dent Fac Atatürk Uni Supplement: 5,Yıl*, 123-131.

Kukiattrakoon, B., & Thammasitboon, K. (2007). The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry, 98*(1), 17-23.

Kukiattrakoon, B., & Thammasitboon, K. (2012). Optimal acidulated phosphate fluoride gel etching time for surface treatment of feldspathic porcelain: on shear bond strength to resin composite. *European Journal of Dentistry, 6*(1), 63-69.

Lacy, A. M. (1977). The chmical nature of dental porcelain. *Dent Clin North Am, 21*(4), 661-667.

Lacy, A. M., LaLuz, J., Watanabe, L. G., & Dellinges, M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent, 60*(3), 288-29.

Latta, M. A., & Barkmeier, W. W. (2000). Approaches for intraoral repair of ceramic restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 21*(8), 635-44.

Lawn, B. R., Deng Y, Lloyd, I. K., Janal, M. N., Rekow, E. D., & Thosmpson, V. P. (2002, jun). Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res, 81*(6), 433-441.

Layton, D., & Walton, T. (2007). An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. *The International Journal of Prosthodontics, 20*(4), 389–396.

Leinfelder , K. F., & Kurdziolek , S. M. (2004). Contemporary CAD/CAM technologies: the evolution of restorative systems. *Pract Proced Aesthet Dent, 16*(3), 224-231.

Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., & Verven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research, 80*(7), 1605–14.

Li, J., Liao, H., & Hermansson, L. (1996). Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia-hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering. *Biomaterials, 17*(18), 1787–1790.

Liu, P. R., & Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 29*(8), 482-8.

Llobell, A., Nicholls, J. I., Kois, J. C., & Daly, C. H. (1992). Fatigue life of porcelain repair systems. *International Journal of Prosthodontics, 5*(3), 205-13.

Loomans, B., & Ozcan, M. (2016). Intraoral Repair of Direct and Indirect Restorations: Procedures and Guidelines. *Operative Dentistry, 41*(s7), 68-78.

Loomans, B., Cardoso, M. V., Opdam, N., Roeters, F., De Munck, J., Huysmans, M., et al. (2011). Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *Journal of Dentistry, 39*(7), 499-505.

Luo, X. P., Tian, J. M., Zhang, Y. L., & Wang, L. (2002). Strength and fracture toughness of mgo-modified glass ınfiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental Materials, 18*(3), 216-220.

Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V., & Walter, M. H. (2004). CAD/CAM-Machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials, 20*(7), 655-662.

Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry, 50*(4), 480-488.

Magne, P., & Besler, U. (1997, Sep-Oct). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont, 10*(5), 459-466.

Malament, K. A., & Socransky, S. S. (2001). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent, 86*(5), 511-519.

Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry, 29*(5), 481-508.

Mantri, S. S., & Bhasin, A. S. (2010). Restorations: An Overview. *Annals and Essences of Dentistry, 2*(3), 123-128.

Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshihara, K., Matsumoto, T., & Minagi, S. (2017). Does acid etching morphologically and chemically affect lithium disilicate glass ceramic surfaces? *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials, 15*(1), 93-100.

Matinlinna, J. P. (2013). Processing and bonding of dental ceramics. P. K. Vallittu (Dü.) In *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement* (s. 129-160). Cambridge: Woodhead Publishers.

Matinlinna, J. P., & Vallittu, P. K. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – an insight review of the chemical aspects on surface onditioning. *Journal of Oral Rehabilitation , 34*(8), 622-630.

Matinlinna, J. P., & Vallittu, P. K. (2007b). Silane based concepts on bonding resincomposite to metals. *Journal of Contemporary Dental Practice, 8*(2), 1-8.

May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of Fit: The Procera AllCeram Crown. *Journalof Prosthetic Dentistry, 80*(4), 394-404.

McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dentistry, 5*(9), 94-105.

McLaren, E. A., & Sorensen, J. A. (1995). High strength alumina crowns and fixed partial dentures generated by copy-milling technology. *Quintessence of Dental Technology, 18*, 31-38.

McLaren, E. A., & Whiteman, Y. Y. (2010). Ceramics: Rationale for material selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 31*(9), 666-668.

McLean, J. W. (1979). *The science and art of dental ceramics, Volume I: The nature of Dental Ceramics and their clinical use.* Chicago: Quintessence Pub Co, 23-40.

McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J, 119*(6), 251-267.

McLean, J. W., & Odont, D. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent, 85*(1), 61-67.

Meldrum, M. (1999). Toxicology of hydrogen fluoride in relation to major accident hazards. *Regulatory Toxicology and Pharmacology, 30*(2 Pt 1), 110-116.

Meng, X., Yoshida, K., & Atsuta, M. (2008). Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treaments. *The Journal of Adhesive Dentistry, 10*(3), 189-196.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J, 28*(1), 38-45.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J, 28*(1), 44-56.

Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, A., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research, 57*(4), 236–261.

Moffa, J. P. (1988). Porcelain materials. *Advances in Dental Research, 2*(1), 3-6.

Morena , R., Beaudreau, G. M., Lockwood, P. E., Evans, A. L., & Fairhurst, C. W. (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res, 65*(7), 993-997.

Mörmann, W. H. (2006, Sep). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc, 137 Suppl*, 7S-13S.

Mormann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dental Clinics of North America, 46*(2), 405-426.

Mörmann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1989, May). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int., 20*(5), 329-339.

Nagayassu, M. P., Shitome, L. K., Uemura, E. S., & Araujo, J. E. (2006). Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. Braz Dent J; 17 (4): 290-295.). *Brazilian Dental Journal, 17*(4), 290-295.

Neis, C. A., Albuquerque, N. L., Albuquerque, I. S., Gomes, E. A., Souza-Filho, C. B., Feitosa, V. P., et al. (2015). Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Brazilian Dental Journal , 26*(2), 152-157.

Nelson, E., & Barghi, N. (1989). Effect of APF etching time on resinbonded porcelain. *Journal of Dental Research, 68*, 271.

Newburg, R., & Pameijer, C. H. (1978). Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *The Journal of the American Dental Association, 96*(2), 288-291.

O'Brien, W. J. (2002). *Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. Dental materials and theirselection. (4th Edition)* (4th b.). Hanover Park-Illinois: Quintessence Publishing Co Inc, 210-220.

Oh, W., & Shen, C. (2003). Effect of surface topography on the bond sterngth of a composite to three different types of ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry, 90*(3), 241- 246.

Otto, T., & de Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics , 15*(2), 122-130.

Ozcan , M. (2003). Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation, 30*(3), 265-274.

Ozcan, M. (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry, 87*(5), 469-472.

Ozcan, M. (2014). Surface conditioning protocol for multiple substrates in repair of cervical recessions adjacent to ceramic. *J Adhes Dent, 16*(4), 394.

Ozcan, M., & Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International Journal of Prosthodontics , 15*(3), 299-302.

Ozcan, M., Alkumru, H. N., & Gemalmaz, D. (2001). The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *The International Journal of Prosthodontics , 14*(4), 335-339.

Ozcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F., & Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials Journal, 25*(12), 1477-83.

Ozcan, M., Valandro, L. F., Pereira, S. M., Amaral, R., Bottino, M. A., & Pekkan, G. (2013). Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *J Adhes Dent, 15*(3), 207-210.

Pallesen, U., & van Dijken, J. W. (2000). An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European Journal of Oral Sciences, 108*(3), 239-246.

Pameijer, C. H., Louw, N. P., & Fisher, D. (1996). Repairing fractured porcelain: How surface preparation affects shear force resistance. *The Journal of the American Dental Association, 127*(2), 203-209.

Panah, F. G., Rezai, S. M., & Ahmadian, L. (2008). The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *Journal of Prosthodontics, 17*(5), 409-414.

Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., et al. (1999). The microtensile bond test: a review. *The Journal of Adhesive Dentistry, 1*(4), 299–309.

Peumans, M., De Munck, J., Fieuws, S., Lambrecht, P., Vanherle, G., & Van Meerbeek, V. (2004). Prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *The Journal of Adhesive Dentistry, 6*(1), 65–76.

Peumans, M., Meerbeek van, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry, 28*(3), 163-177.

Phoenix, R. D., & Shen, C. (1995). Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *The International Journal of Prosthodontics, 8*(2), 187-194.

Pincus, C. R. (1938). Building Mouth Personality. *Journal of the California Dental Association, 14*, 125-129.

Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C., & Kuretzky, T. (2005). A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics, 14*(1), 39-45.

Pratt, R. C., Burgess, J. O., Schwartz , R. S., & Smith, J. H. (1989). Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. *Journal of Prosthetic Dentistry, 62*(1), 11-13.

Priest, G. (2005, Sep). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg, 63*(9 suppl 2), 22-32.

Qeblawi, D., Hill, T., & Chlosta, K. (2011). The effect of endodontic access. *Journal of Prosthetic Dentistry, 106*(5), 328-336.

Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary All-Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review. *Dental Clinics of North America, 48*(2), 531-544.

Raigrodski, A. J. (2004, Dec). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent, 92*(6), 557-562.

Rathke, A., Tymina, Y., & Haller, B. (2009). Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clinical Oral Investigations, 13*(3), 317-23.

Ravi, R. K., Alla, R. K., Shammas, M., & Devarhubli, A. (2013). Dental composites - A Versatile Restorative material: An Overview. *Ind J Dent Sci, 5*(5), 111-115.

Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H. U., & Gozdowski, S. (2010). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *The International Journal of Prosthodontics , 23*(3), 214–220.

Rekow, D., & Thompson, V. P. (2005). Near-Surface Damage: A Persistent Problem in Crowns Obtained by Computer- Aided Design and Manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, 219*(4), 233-243.

Reston, E. G., Filho, S. C., Arossi, G., Cogo, R. B., Rocha, C. S., & Closs, L. Q. (2008). Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Oper Dent, 33*(4), 461-466.

Robbins, J. W. (1998). Intraoral repair of the fractured porcelain restoration. *Operative Dentistry, 23*(4), 203-207.

Rochette, A. L. (1975). A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. *J Prosthet Dent, 33*(3), 287-293.

Roulet, J. F., Soderhold, K. J., & Longmate, J. (1995). Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res, 74*(1), 381-7.

Sadan, A., Blatz, M. B., & Soignet, D. (2003). Influence of silanization on early bond strength to sandblasted densely sintered alumina. *Quintessence International, 34*(3), 172-176.

Sailer, I., Gottnerb, J., Kanelb, S., & Hammerle, C. H. (2009). Randomized controlled clinical trial of zirconia ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *The International Journal of Prosthodontics, 22*(6), 553-560.

Sakaguchi , R. L., & Powers , J. M. (2007). *Craig's Restorative Dental Materials* (12th b.). New Delhi, India: Elsevier, Mosby, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd.

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., ciucchi, B., Carvalho, R., et al. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials Journal, 10*(4), 236–240.

Santos Jr, H., Santos, M., & Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive Cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Cand Dent Assoc, 75*(5), 379-387.

Santos, M. J., Costa, M. D., Rubo, J. H., Pegoraro, L. F., & Santos, G. C. (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 36*(1), 31-38.

Saraç , D., Saraç , Y. S., Külünk, S., & Erkoçak , A. (2013). Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 33*(4), 120-126.

Saracoglu, A., Cura, C., & Cotert, H. S. (2004). Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil, 31*(8), 760-767.

Schaefer, O., Watts, D. C., Sigusch, B. E., Kuepper, H., & Guentsch, A. (2012). Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dental Materials Journal, 28*(3), 320-326.

Scherrer , S. S., de Rijk , W. G., Belser, U. C., & Meyer, J. M. (1994). Meyer JM, Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental Materials Journal, 10*(3), 172-177.

Schmage, P., Nergiz, I., Herrmann, W., & Oscan, M. (2003). Influence of various surface-Conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Ortho Dentofacial Orthop, 123*(5), 540-546.

Seghi, R. R., & Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics , 8*(3), 239–246.

Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B., & Goller, G. (2000). Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *Journal of Prosthetic Dentistry, 83*(2), 210-215.

Senda, A., Suzuki, M., & Jordan, R. E. (1989). The effect of fluorides and HF acids on porcelain surfaces. *Journal of Dental Research, 68*, 236-243.

Setcos, J. C., Khosravi, R., Wilson, N. H., Shen, C., Yang, M., & Mjör, I. A. (2004). Repair or replacement of amalgam restorations: decisions at a USA and a UK dental school. *Operative Dentistry, 29*(4), 392-397.

Seydler, B., & Schimitter, M. (2011). Esthetic restoration of maxillary incisors using CAD/CAM chairside technology – a case report. *Quintessence International, 42*(7), 533–537.

Shahverdi, S., Canay, S., Sahin, E., & Bilge, A. (1998). Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Oral Rehabilitation, 25*(9), 699-705.

Sheets, J. L., Wilcox, C. W., Barkmeier, W. W., & Nunn, M. E. (2012). The effect of phosphoric acid pre-etching and thermocycling on selfetching adhesive enamel bonding. *Journal of Prosthetic Dentistry, 107*(2), 102-108.

Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental Ceramics: An Update. *J Cons Dent, 13*(4), 195-203.

Shimada, Y., Yamaguchi, S., & Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials Journal , 18*(5), 380–388.

Shintani, A., & Minagawa, S. (1976). Etching of GaN using phosphoric acid. *Journal of The Electrochemical Society, 123*(5), 706-713.

Shiu, P., De Souza-Zaroni, W. C., Eduardo Cde, P., & Youssef, M. N. (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery, 25*(4), 291-297.

Sidhu, S. K., & Capp, N. J. (1990). A comparative study of porcelain repair materials. *Clinical Materials, 5*(1), 29-42.

Sjögren, G., Molin, M., & van Dijken, J. W. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *The International Journal of Prosthodontics , 17*(2), 241-247.

Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-composite restorations: a literature review. *International Journal of Esthetic Dentistry, 17*(4), 224–235.

Sobrinho , L. C., Cattel , M. J., Glover , R. H., & Knowles , J. C. (1988). Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Posthodont, 11*(3), 255-262.

Sorensen, J. A., Choi, C., Fanuscu, M. I., & Mito, W. T. (1998, Feb). IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc, 26*(2), 130-136.

Spear, F., & Holloway, J. (2008). Which All-Ceramic System Is Optimal for Anterior Esthetics? *Journal of the American Dental Association, 139 Suppl*, 198-245.

Sposetti, V. J., Shen, C., & Levin, A. C. (1986). The effect of topical fluoride application on porcelain restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry, 55*(6), 677-682.

Stangel, I., Nathanson, D., & Hsu, C. S. (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research, 66*(7), 1460-1465.

Stappert, C. F., Att, W., Gerds, T., & Strub, J. R. (2006). Fracture Resistance of Different Partial-Coverage Ceramic Molar Restorations: An in Vitro Investigation. *Journal of the American Dental Association, 137*(4), 514-522.

Strassler, H. E. (2007). Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *General Dentistry , 55*(7), 686–694.

Strassler, H. E., & Weiner, S. (1995). Seven to ten year clinical evaluation of etched porcelain veneer. *Journal of Dental Research, 74*, 176-187.

Suliman, A. A., Swift, E., & Perdigao, J. (1993). Effects of surface treatments and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry, 70*(2), 118-120.

Sundfeld Neto , D., Naves, L. Z., Costa, A. R., Correr, A. B., Consani, S., Borges, G. A., et al. (2015). The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of glass ceramics to a resin cement. *Operative Dentistry, 40*(5), 470-479.

Sundh, A., Molin, M., & Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all- ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials, 21*(5), 476-482.

Swartz, M. L. (2003). Reliable porcelain bonding. *Clin Impress, 12*(2), 22-25.

Taskonak, B., Anusavice, K., & Mecholsky, J. (2004). Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. *Dent Mater, 20*(8), 701-708.

Taylor, J. A. (1922). *History of dentistry: a practical treatise for the use of dental students and practitioners.* New York: Lea and Febiger, 3-15.

Thompson , J. Y., Anusavice, K. J., Naman, A., & Morris, H. F. (1994). Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research, 73*(12), 1824-1832.

Tian, T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials Journal, 30*(7), 147-162.

Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthum, M., & Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics, 14*(3), 231-238.

Türkkahraman, H., & Küçükesmen , H. C. (2006). Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. *European Journal of Orthodontics, 28*(5), 440-443.

Tylka, D. F., & Stewart, G. P. (1994). Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain- composite repair. *Journal of Prosthetic Dentistry, 72*(2), 121-127.

Tysowsky, G. W. (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry Today, 28*(3), 112-115.

Uçar , Y., Başgil, M., Budak, N., & Kurtoğlu, N. (2011). Metal destekli seramik restorasyonların kırık tamirinde kompozit rezin kullanılmasının değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 3*(1), 1-8.

Urabe, H., Rossouw, P. E., Titley, K. C., & Yamin, c. (1999). Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: An important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod, 69*(3), 167-175.

Valandro, L. F., Della Bona, A., Antonio, B. M., & Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry, 93*(3), 253-259.

Valandro, L. f., Ozcan, M., Botino, M. C., Bottino, M. A., Scotti, R., & Della Bona, A. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *The Journal of Adhesive Dentistry, 8*(3), 175-181.

Vallittu, P. K. (2013). *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement,.* Philadelphia, USA: Woodhead Publishing Limited, 220-232.

van Nroot, R. (1994). *Introduction to Dental Materials.* Spain: Mosby Ltd, 191-209.

Vul von Steyern, P., Carlson, P., & Nilner, K. (2005, Mar). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DCZirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil, 32*(3), 180-187.

Walls, A. w. (1995). The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth. Part II: clinical results after 5-years follow-up. *British Dental Journal, 178*(9), 337–339.

Wassell, R. W., Walls, A. W., & Steele, J. G. (2002). Crowns and Extra-Coronal Restorations: Materials Selection. *British Dental Journal, 192*(4), 199-202, 205-11.

Wiedhahn, K., Kerschbaum, T., & Fasbinder, D. F. (2005). Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. *International Journal of Computerized Dentistry*(8), 233–246.

Wittneben, J. G., Wright, R. F., Weber, H. P., & Gallucci, G. O. (2009). A systematic review of the clinical performance of CAD/CAN single-tooth restorations. *The International Journal of Prosthodontics , 22*(5), 446–471.

Wolf, D. M., powers, J. M., & O'Keefe, K. L. (1993). Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *American Journal of Dentistry, 6*(3), 155-163.

Yildirim, S., Tosun, G., Koyutürk, A. E., Sener, Y., Sengün, A., Ozef, F., et al. (2008). Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *European Journal of Dentistry, 2*(1), 11–18.

Yoshinari , M., & Dérand , T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont, 7*(4), 3269-3307.

Zaruba, M., & Mehl, A. (2017). Chairside systems: a current review. *International Journal of Computerized Dentistry, 20*(2), 123-149.

Zhang, Sailer, I., & Lawn, B. R. (2013). Fatigue of dental ceramics. *J Dent, 41*(12), 1135-1147.

Zhukovsky, L., Godder, B., Settembrini, L., & Scherer, W. (1996). Repairing porcelain restorationsintraorally: techniques and materials. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 17*(1), 18, 20, 22.

Zimmer, D., Gerds, T., & Strub, J. (2004). Survival rate of IPS-Empress 2 all-ceramic crowns and bridges. *Schweiz Monatsschr Zahnmed, 114*(2), 115-119.

Zogheib, L. V., Della Bona, A., Kimpara, E. T., & McCabe, J. F. (2011). Effectof hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian Dental Journal, 22*(1), 45-50.

Zortuk , M., Bolpaca, P., Kilic , K., Ozdemir, E., & Aguloglu, S. (2010). Effects of fingure pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. *Eur J Dent, 4*(4), 383-388.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Biligileri



Soyadı, Adı : MUSTAFA Abdelrahman
Uyruğu : ÜRDÜN HAŞİMİ KRALLIĞI
Doğum tarihi ve yeri : 22.01.1987/ Al Ain, Birleşik Arap Emirlikleri
Medeni hali : Bekâr
Telefon : 0 (507) 514 26 08
e-mail : Aboodw@live.com

Eğitim

Derece	**Eğitim Birimi**	**Mezuniyet tarihi**
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Arab American Universitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Khalid bin Al Waleed	2005

Yabancı Dil

Türkçe, İnglizce

Projelerde Yaptığı Görevler:

İndirekt Laminate Veneer Restorasyonlara Uygulanan Farklı Tamir Yaklaşımlarının Makaslama Bağlanma Kuvveti ile Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel *Araştırma Projesi*, **Araştırmacı**

Yayınlar ve Tebliğler

Mustafa A., Özcan S. İndirekt laminate veneer restorasyonlara uygulanan farklı tamir yaklaşımlarının makaslama bağlanma kuvveti ile değerlendirilmesi - Çalışma sunumu (Sözlü Sunum). Restoratif Dişhekimliği Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi 30 kasım-2 aralık 2018, Antalya.

Kongre ve Sempozyum Katılımları:

- 17-19 Ekim 2014 18. Uluslararası Estetik Dişhekimliği Kongresi, İstanbul.
- 14 Ekim 2014 “Basit tedavilerden kompleks restorasyonlara:Öngörülebilen sonuçlar” konulu kurs. Istanbul
- Ekim 2014 Restoratif Dişhekimliği Derneği 19. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İstanbul.
- Haziran 2016'da temel yaşam desteği eğitim kursu (CPR), Acıbadem Ankara Hastanesi, Ankara.
- Aralık 2017 3. GÜLSA İNOVASYON GÜNLERİ, Adeziv Diş Hekimliği Derneği, Ankara Diş Hekimliği Odası, Ankara.
- Mart 2018 CAD / CAM Eğitim programı, Prof. Dr. Gürcan Eskitaşçıoğlu Pİ Akademik Eğitim Merkezi/ Ankara.
- Kasım - Aralık 2018 Restoratif Dişhekimliği Derneği 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya.

Hobiler

Yüzme, Bilgisayar teknolojileri, Kitap okuma



GAZİ'Lİ OLMAK AYRICALIKTIR...